

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



**ESTUDIO COMPARATIVO *IN VITRO* DE LA
EFICACIA EN LA ADHESIÓN DE BRACKETS A
ESMALTE CON ADHESIVOS LIBERADORES Y NO
LIBERADORES DE FLÚOR**

**MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR
PRESENTADA POR**

Vicente González-Costa Muñoz

Bajo la dirección de los doctores

**Jesús Calatayud Sierra
José María Vega del Barrio**

Madrid, 2013

ESTUDIO COMPARATIVO “IN VITRO” DE LA EFICACIA EN LA ADHESIÓN DE BRACKETS A ESMALTE CON ADHESIVOS LIBERADORES Y NO LIBERADORES DE FLÚOR



Vicente González-Costa Muñoz

Directores:

Jesús Calatayud Sierra

Ángel González Sanz

José María Vega del Barrio

Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid

AGRADECIMIENTOS.

A Jesús Calatayud Sierra, por dirigir este trabajo, por su apoyo en el programa de doctorado, por su dedicación meticulosa, su disposición sin horarios y su gran ayuda a lo largo de la elaboración de esta tesis doctoral, incluyendo la importante supervisión de todos los métodos y procedimientos estadísticos.

A José María Vega del Barrio, por dirigir este trabajo, por su acogida siempre cálida y su ayuda para la parte experimental de este trabajo, en el laboratorio del Departamento de Estomatología II de la Facultad de Odontología de Madrid. También por su especial persistencia y ánimo en los momentos de flaqueo.

A Ángel González Sanz, por dirigir este trabajo, por su ayuda e integración en su equipo de trabajo, y por su consejo experimentado.

A Ángel López Carbonell y María Dolores Sánchez González, por su solícita ayuda para la consecución y preparación del medio de almacenamiento de las muestras.

A mi tío Antonio Costa González, por su gran ayuda para la comprensión y realización de la estadística a través del método de Weibull. También a su compañero Alfonso García Pérez, que participó en este proceso.

A Victoria Pastor Ramos, por el regalo de su amistad, por su generosidad, además de por su activa ayuda en la recopilación de muestras.

A José Rosado Olarán, Alberto Rodrigo y Elías Rodríguez, por su apoyo personal y profesional, además de su ayuda en la recogida de muestras.

A las personas que forman los equipos de salud bucodental en los siguientes centros de salud públicos de la comunidad de Madrid: Alameda de Osuna, Barajas, Benita de Ávila, Cirajas, Silvano, Jazmín, García Noblejas, Los Alpes, Canal de Panamá, Sanchinarro, Daroca, Jaime Vera, San Fernando de Henares, Mejorada del Campo, El Torito, Media Legua, Goya, Buenos Aires, El Juncal, Espronceda, Los Cármenes, Pavones, Valdebernardo, Villablanca, Villa de Vallecas, Ángela Uriarte, Entrevías, Numancia, Ramón y Cajal, Los Castillos, Pedro Laín Entralgo y El Soto. También al Servicio de Odontología de Hospital Universitario Gómez Ulla y a Florencio Pérez Márquez por su ayuda en la recogida de muestras en este ámbito hospitalario.

Al personal de las siguientes clínicas bucodentales o servicios de odontología en el ámbito privado: Clínica de la doctora Victoria Pastor, Clínica Magallanes, Clínica de la doctora Rosa Santamaría, Clínicas del doctor Isidoro García, Clínica Ayuela, Clínica del doctor José Ramón González Baquero y Clínica Dental Virgen del Roble.

A Ascensión Vicente Hernández, por su amable atención a mis consultas y su ayuda con la bibliografía difícil.

Al personal de la biblioteca / hemeroteca de la facultad de Odontología de la Universidad Complutense, por su eficacia.

A todos mis compañeros y amigos, por dejarme compartir mis proyectos con ellos.

A Karyn, por su cariño, y a nuestra hija Noelia Valentina, que es nuestro mayor amor y nuestro futuro.

A toda mi familia, por todo, siempre.

ÍNDICE.

Introducción	5
1. El esmalte	7
2. Adhesión de brackets	10
3. Descalcificación del esmalte (“mancha blanca”)	19
4. Materiales liberadores de flúor	24
Justificación	39
Hipótesis de trabajo	41
Objetivos	43
Material y método	45
1. Muestras	47
2. Materiales	50
3. Metodología	58
Resultados	72
Discusión	92
1. Aspectos metodológicos	94
2. Adhesión: Fuerzas de descementado de brackets	98
3. AdhesiveRemnantIndex (ARI)	100
4. Otros aspectos	102
Conclusiones	105
Bibliografía	108
Apéndices	117
Anexo: Resumen en español	145
Anexo: Abstract in English	149

INTRODUCCIÓN

En este apartado vamos a hacer una revisión de la bibliografía en varios aspectos relacionados con el tema y objetivos de este estudio. Daremos primero unas pinceladas sobre el esmalte, que es el tejido dentario sobre el que se adhieren los brackets para poder mover los dientes en un tratamiento de ortodoncia. Después veremos algunos aspectos básicos en relación a la adhesión de brackets. También estudiaremos el fenómeno de las descalcificaciones de esmalte (o lesiones de mancha blanca) como posible complicación en el tratamiento de ortodoncia con aparatología fija. Por último, revisaremos la literatura científica que ha tratado el tema de los materiales liberadores de flúor, que son también objeto del presente estudio.

1. EL ESMALTE.

[Gómez de Ferraris y Campos Muñoz, 2002] [Nanci, 2003]

El esmalte es uno de los tejidos duros que forman el diente. Constituye la capa más externa del diente a nivel de la corona, y la más dura. Es una capa incolora y prácticamente transparente, con lo cual, el color del diente vendrá determinado sobre todo por el color de la siguiente capa en profundidad del diente. El espesor medio del esmalte es de unos 2 milímetros.

Concretamente, el esmalte es el tejido más duro del organismo humano, ya que tiene un gran componente inorgánico (minerales) que se estructura formando cristales. El esmalte dentario posee un porcentaje muy elevado de matriz inorgánica (95-96%). Este componente inorgánico del esmalte está representado por los cristales de hidroxiapatita, constituidos básicamente por fosfatos y carbonatos de calcio.

Los cristales de hidroxiapatita se organizan para dar lugar a unas estructuras características del esmalte, a modo de finas y largas varillas, los llamados prismas del esmalte, que se extienden desde la unión amelodentinaria hacia la superficie externa. En una corona dentaria suele haber entre 5 y 12 millones y tienen un espesor de unas 4-10 μm (creciente según se acercan a la superficie del diente).

El esmalte aprismático es un tipo de tejido adamantino en el que los cristales de hidroxiapatita no se organizan formando prismas de esmalte. El esmalte aprismático aparece en la parte más superficial del esmalte (“por fuera” del esmalte prismático) y en la franja amelo-cementaria (de unión entre la corona y la raíz). El esmalte aprismático aparece en todos los dientes deciduos y en un 70% de los dientes permanentes, y supone un espesor de 30-100 μm , según autores. En los dientes deciduos, la capa de esmalte aprismático se ubica a en toda la corona, mientras que en los dientes definitivos se encuentra en mayor medida en las regiones cervicales y de fisuras y microfisuras, y en menor medida en las superficies cuspídeas.

El esmalte, a lo largo de su espesor y superficie, puede tener diferentes grados de mineralización.

El esmalte no tiene capacidad de regeneración, pero sí de remineralización. La remineralización del esmalte, al menos hasta el estadio de caries detenida, se acelera gracias al ion flúor [Ten Cate, 1999].

El fenómeno de remineralización sólo ocurre en un pequeño espesor de la superficie del esmalte (30-50 μm), y consiste en la captación continua de iones o moléculas existentes en la saliva. Si lo que se captan son iones flúor, éstos sustituyen a los grupos hidroxilo de los cristales de hidroxiapatita, y dan lugar a fluorapatitas, menos solubles a los ácidos y por ello más resistentes a la caries. El contenido en flúor va disminuyendo según se profundiza en el espesor del esmalte. Este contenido mineral varía dependiendo del agua de bebida, la dieta y las aplicaciones de flúor recibidas (utilización de dentífricos, topicaciones clínicas de flúor) [Ten Cate, 1999].

Entonces la capa más superficial del esmalte suele estar más mineralizada que las capas subsuperficiales, de hecho, el inicio de la lesión de caries es una desmineralización que se produce en mayor medida en la capa subsuperficial del esmalte debido a la hipermineralización de la capa más externa.

Si se detiene un proceso de caries / desmineralización del esmalte y la capa superficial del esmalte no se ha roto, es posible remineralizar el esmalte subsuperficial.

Niveles de flúor en saliva inferiores a una parte por millón son efectivos para evitar efectivamente la desmineralización [Ten Cate, 1999]. Rawls [Rawls, 1995] ha podido determinar que la cantidad efectiva teórica para inhibir la desmineralización del esmalte es de 5-10 $\mu\text{g F}^- / \text{g de resina} / \text{día}$; Dirjman et al [Dirjman et al, 1993] también lo han intentado y han propuesto unas cifras de 200-300 $\mu\text{g F}^- / \text{cm}^2$ liberados en un periodo de un mes. Esta cantidad también puede expresarse en relación a la superficie expuesta de la resina liberadora de flúor: 0,65-1,3 $\mu\text{g F}^- / \text{cm}^2 / \text{día}$. Otros estudios anteriores habían arrojado cantidades mayores como necesarias para conseguir remineralización: 2 ppm de flúor, a pH 5; 1-5 ppm de flúor, a pH 7,4; 11 ppm de flúor, a pH 6 y en presencia de cationes orgánicos e iones metálicos; 1 ppm de flúor constante en boca, con un pH de 6 [Hanes y Hanes, 1986] [Dikjman et al, 1993].

Es de especial interés el rango del pH en el cual la hidroxiapatita está infrasaturada y la fluorapatita está sobresaturada. Estos valores del pH coinciden con el pH de la placa dental cuando las bacterias de ésta están fermentando carbohidratos. A este pH la hidroxiapatita se disuelve mientras que la fluorapatita se precipita, con lo que pueden formarse lesiones subsuperficiales.

Además del flúor, la superficie del esmalte también puede adquirir otros componentes químicos en el proceso de remineralización, incluso alguno como los carbonatos que, al contrario que el flúor, hace los cristales de hidroxiapatita más susceptibles al pH ácido.

Sin embargo, para determinados procedimientos clínicos, nos interesa someter a la superficie del esmalte a un pH bajo. Es el llamado grabado ácido, que consiste en la aplicación de una sustancia ácida durante un tiempo limitado sobre la superficie del esmalte con el fin de realizar microrretenciones en dicha superficie. Estas microrretenciones permitirán después la imbricación, para una mayor fuerza de adhesión, de los materiales adhesivos sobre el esmalte. Con el grabado ácido se descalcifica el esmalte en una profundidad de unas 10 μm .

Además de producirse microrretenciones, con lo que se consigue mayor rugosidad y mayor área de adhesión, al grabar el esmalte aumenta la tensión superficial del mismo (tensión superficial “habitual” del esmalte: 28 dinas/cm). Otro efecto que se consigue con el grabado es disminuir la contaminación de la superficie de esmalte tratada [Powers, 1995].

El esmalte aprismático representa un inconveniente para el grabado ácido en la clínica pues, al no haber prismas de esmalte, se consigue una microrretención muy inferior a la conseguida al grabar los prismas.

Existen una serie de cambios en el esmalte que se producen con la edad, a saber:

- Disminución de la permeabilidad: Los poros submicroscópicos del esmalte disminuyen con los años, a medida que los cristales adquieren más iones.
- Disminución del porcentaje de agua en el esmalte.
- Desgaste superficial.
- Mayor porcentaje de elementos adquiridos: Minerales y materia orgánica. Esto da lugar a una serie de consecuencias:
 - Decoloraciones: Sobre todo en relación con depósitos de materia orgánica que provocan tinciones.
 - Reducción de la incidencia de caries: Debida a la modificación de la capa superficial del esmalte, por años de intercambio iónico con el medio oral. Casi siempre hay un incremento en el contenido de flúor.

2. ADHESIÓN DE BRACKETS.

Antes de comenzar este apartado haremos un breve repaso a la terminología que vamos a utilizar a lo largo del estudio, pues existe cierta confusión de términos, muy posiblemente debida a las diferentes traducciones y denominaciones que han tenido los productos para la adhesión según han ido apareciendo:

- Adhesivo / sellante: Nos referiremos indistintamente con estos dos términos a la capa (a veces un conjunto de capas) de *resina líquida* utilizada en el proceso de adhesión de brackets. En esencia, el adhesivo sería todo el conjunto de productos que constituyen la interfase entre bracket y esmalte, pero nosotros haremos esta distinción. Por otro lado, muchos artículos denominan “sellante” (sealant) a este producto líquido al que nos referimos. Es Reynolds [Reynolds, 1975] quien explica que el término sellante se utiliza para indicar la presencia de un material adhesivo adicional entre la superficie del diente y el cemento adhesivo, o entre la fijación ortodóncica y el cemento adhesivo.
- Cemento adhesivo: Haremos referencia con este término al *material sólido plástico o semisólido* que se utiliza para compensar la diferencia existente entre la base de los brackets y la superficie de los dientes, es decir, es el material que hace cuerpo o forma una almohadilla para la base del bracket. En los inicios de la adhesión directa (que fue posible gracias a la introducción del grabado ácido) solamente existían materiales de cementado de brackets de una consistencia casi líquida, con lo que no era necesaria la utilización de ningún adhesivo inicial. Estos materiales tenían el inconveniente de que los brackets tendían a deslizarse después de haber sido posicionados (efecto del bracket flotante), lo que dirigió a la industria de los materiales a buscar materiales de adhesión más sólidos.

Ambos productos, uno líquido y el otro sólido o semisólido, pertenecen al grupo de los polímeros, que son materiales que solidifican formando cadenas.

Desde la segunda mitad del siglo XX se viene utilizando la técnica de adhesión para brackets. Todo comenzó allá por el año 1955, en el que Buonocore, utilizando ácido fosfórico al 85% para acondicionar el esmalte, demostró una mejora en la adhesión. Unos años después, en 1965, fue Newman el primero en aplicar el grabado ácido para la adhesión de brackets [Reynolds, 1975].

Desde aquellos años, se han descrito tres tipos de sistemas adhesivos de brackets a esmalte [Powers, 1995]:

- Acrílicos sin relleno: Son formulaciones monómero-polímero basadas en metil-metacrilatos y comonómeros con un sistema acelerador / iniciador amino-peróxido.
- Cementos de diacrilato con alto contenido en relleno: Contienen oligómeros de diacrilato, diluyente y más del 60% en peso de rellenos inorgánicos silanizados.
- Cementos de diacrilato con bajo contenido en relleno: Contienen sílice (óxido de silicio) coloidal en aproximadamente un 28%.

Los cementos de diacrilato, los más utilizados hoy para adhesión de brackets, pueden activarse bien por aminos o bien por luz [Powers, 1995]. Estas resinas de diacrilato han sido denominados de muchas maneras, lo que ha inducido a confusión. Las sinonimias más utilizadas son: Resinas de dimetacrilato, resinas epoxi, resinas tipo epoxi, resinas acril-epoxi o resinas epoxiacritato [Grewal, 2006].

La resina de dimetacrilato (o diacrilato) más comúnmente utilizada es el BisGMA (bisfenol A glicidil metacrilato), que fue patentada por Bowen en 1962 por lo que a menudo se la denomina resina de Bowen. Esta resina combina la versatilidad de manejo de las resinas acrílicas con la fuerza y la estabilidad de las resinas epoxi [Reynolds, 1975].

La base de la matriz de las resinas compuestas son los dimetacrilatos, y en los adhesivos (resinas líquidas) se utiliza el mismo componente principal. Los dimetacrilatos, a nivel molecular, tienen un comportamiento hidrofóbico. Las moléculas de dimetacrilato forman cadenas poliméricas (polimetacrilatos) cuando fraguan (o polimerizan) [Ruse, 2007].

Podemos considerar cuatro tipos de sistemas adhesivos dependiendo de su procesamiento/composición [Ruse, 2007]:

- Sistemas de grabado total en tres pasos: El ácido grabador, el imprimador y el adhesivo se distribuyen en diferentes recipientes. Son los sistemas clásicos, considerados “gold standard” dado que su buen comportamiento clínico está prolijamente probado. Sin embargo, el tiempo de trabajo en clínica es mayor con este sistema que con cualquiera de los siguientes.
- Sistemas de grabado total en dos pasos: En estos sistemas el grabado se hace de la forma tradicional, con un ácido como el ortofosfórico al 37%. Después se aplica un segundo componente del sistema en el cual se mezclan imprimador y adhesivo hidrofóbico (que es el adhesivo propiamente dicho).

- Sistemas de autograbado en dos pasos: El grabador y el imprimador están en un componente, y en un segundo componente está el adhesivo hidrofóbico.
- Sistemas de autograbado en un paso: Tanto el grabador, como el imprimador y el adhesivo hidrofóbico están en un solo fluido.

También podríamos hacer una clasificación de los sistemas adhesivos en autograbantes (self-etching) o no autograbantes (total-etching). Los puntos fuertes de los sistemas autograbantes son la comodidad y la eficiencia. Los puntos débiles son el grabado insuficiente y la posible continuidad de la reacción de grabado en la superficie del diente durante un largo tiempo: La consecuencia de estos dos aspectos sería una menor fuerza de adhesión, aunque en este sentido se han obtenido resultados clínicos muy diversos [Ruse, 2007].

Las resinas compuestas híbridas son cementos de vidrio modificados con resina o cementos de vidrio modificados por la adición de resinas de metacrilato. Los compómeros son resinas compuestas modificadas con poliácidos. Los compómeros contienen algunos componentes de los cementos de vidrio pero carecen de la típica reacción ácido-base de los cementos de vidrio ionómero durante el proceso de fraguado inicial [Dionysopoulos et al, 2003a].

Actualmente los adhesivos (resinas líquidas) de ortodoncia tienen como componente principal los oligómeros de dimetacrilato. Un dato interesante en el contexto del actual estudio es que estos adhesivos también pueden contener fluoruros, como el fluoruro sódico o el polimetilmetacrilato de acrilol-fluoruro (polymethylmethacrylate-co-methacryloyl fluoride).

Ya en 1975, Reynolds [Reynolds, 1975] describió muchas ventajas de los brackets con respecto a las bandas, pero también mencionó algunas desventajas de la adhesión de brackets:

- Los adhesivos eficaces son a menudo difíciles de retirar.
- Se reduce la superficie de fijación disponible para la retención.
- Las zonas interproximales quedan desprotegidas con lo que hay más riesgo de descalcificaciones, especialmente en el tercer estadio con la técnica de Begg (por la gran cantidad de auxiliares –resortes de enderezamiento, por ejemplo- que se utilizan en dicha técnica).

Los materiales poliméricos (resinas) tienen un coeficiente de expansión bastante mayor que el del diente y en la boca la temperatura puede variar como mucho unos 50°C, pero la finura de la película de material utilizado no permite grandes cambios dimensionales (por el poco volumen) [Reynolds, 1975].

Zachrisson et al [Zachrisson et al, 1979] han mostrado el inconveniente de la polimerización en capas muy finas de los adhesivos de ortodoncia, ya que muchas veces trae como resultado la polimerización incompleta debido a la inhibición de la formación de cadenas moleculares por parte del oxígeno. Es decir, la capa inhibida de oxígeno comprende gran parte del espesor del adhesivo, con lo cual éste fracasa en bastantes casos. Los adhesivos utilizados en este trabajo de 1979 eran autopolimerizables y, de ellos, el que mejor funcionó fue el que sufría una desecación más temprana (ya que tenía acetona entre sus componentes).

Recordemos que el oxígeno es un fuerte inhibidor de la polimerización de monómeros. Es debido a que hay una mayor tendencia a la formación de copolímeros de monómeros y oxígeno, frente a la producción habitual de cadenas de monómeros orgánicos.

Joseph et al [Joseph et al, 1994] detectaron también que este hecho podría ocurrir con cierta frecuencia en el cementado clínico de brackets. Contrastaron una inhibición en la polimerización, a causa del contacto con oxígeno, de gran parte de la capa de adhesivo utilizada, que quedaría sin polimerizar en grandes áreas, quedando en muchos casos adhesivo sólo debajo de la base del bracket. Esto ocurriría más frecuentemente con los adhesivos autopolimerizables, a no ser que se utilizasen con un método de cementado indirecto en el que la cubeta de cementado sellara bien la entrada de oxígeno al sitio de la polimerización. Siempre que el adhesivo no había polimerizado bien y no había formado, pues, una capa sellando el esmalte grabado, este esmalte mantenía un aspecto tizoso cuando aplicaban un baño de aire y agua a presión.

Joseph et al [Joseph et al, 1994] recomendaban también, para evitar la ausencia de polimerización del adhesivo alrededor del bracket y ayudar así a prevenir las lesiones de descalcificación, que se polimerizara primero el adhesivo y, en un segundo paso, se aplicara el bracket con el cemento adhesivo. Así, con el adhesivo bien polimerizado se sellaría bien la superficie de esmalte grabada. El espesor de la capa de adhesivo es de unas 100 µm, por lo que la polimerización previa de esta fina capa no afectaría los valores de primer orden de la prescripción del bracket (in / out).

Los fallos de la adhesión se producen, según Reynolds [Reynolds, 1975] (1975), por:

- Contaminación por humedad.
- Aplicación sobre las fijaciones ortodóncicas de fuerzas mayores a las de adhesión.

Es improbable que las fuerzas ortodóncicas superen los 1.5 Kg. Se estimó la fuerza de adhesión necesaria para los aparatos fijos de ortodoncia en 60-80 Kg (5.88-7.84 MPa), aunque se han registrado éxitos clínicos con materiales de adhesión que mostraban “in vitro” resistencias al descementado de aproximadamente 50 Kg de fuerza (4.9 MPa) [Reynolds, 1975]. (Tabla 1).

Tabla 1. **Fuerzas sugeridas para las fijaciones de ortodoncia.** [Reynolds, 1975]

Fuerzas oclusales	Kg	
Media de fuerza máxima de mordida	70	
Rango de fuerza de mordida	10-100	
Fuerza media durante la masticación	12	[Mizrahi y Smith, 1971]
	4,5	[Newman, 1965]
Máxima fuerza ortodóncica (anclaje extraoral)	1,5	

En general, la adhesión de composites a esmalte está por encima de 20 MPa [Powers, 1995].

Newman [Newman, 1965] describió que cuanto mayor era la fijación ortodóncica, mayor era la fuerza de adhesión que se conseguía pero que, sin embargo, disminuía la fuerza por unidad de área requerida para descementar dicha fijación [Reynolds, 1975].

Un aspecto a tener en cuenta sobre la adhesión de brackets es el índice ARI, descrito por Årtun y Bergland [Årtun y Bergland, 1984], que diferencia los fracasos de adhesión según cuatro códigos:

- Código 0: No se observa resina sobre la superficie del diente (el 100% de la resina está en la base del bracket).
- Código 1: Se observa menos del 50% de la resina sobre la superficie del diente.
- Código 2: Se observa más del 50% de la resina sobre el esmalte.
- Código 3: Se observa el 100% de la resina sobre la superficie del diente.

Así, los códigos 0 y 1 harían referencia a una rotura a nivel de la unión esmalte-sistema adhesivo, mientras que los códigos 2 y 3 reflejarían un fracaso en la unión bracket-sistema adhesivo.

Las resinas acrílicas y diacrílicas normalmente no se adhieren bien al acero inoxidable. Por ello es necesaria la retención micromecánica de las fijaciones ortodóncicas, bien a través de bases perforadas o bien mediante la utilización de mallas a base de hilos de acero inoxidable [Reynolds, 1975].

En el otro extremo, tenemos situaciones como la del estudio de Clark et al [Clark et al, 2003], en el que el aumento en la fuerza de adhesión a esmalte del adhesivo con 5% de 4-META, condujo en ocasiones a provocar daños en la superficie del esmalte, pero solamente en el grupo en el que se realizaba grabado ácido (no en el grupo de arenado). En los casos en los que se utilizaba arenado había mayor fracaso a nivel de la adhesión esmalte-adhesivo, a diferencia de cuando se utilizaba grabado ácido en cuyo caso había mayor fracaso adhesivo–malla del bracket (índices ARI significativamente menores en los primeros con respecto a los segundos).

Reynolds y von Fraunhofer [Reynolds y von Fraunhofer, 1976a] evaluaron “in vitro” la fuerza adhesiva de botones a esmalte utilizando 8 productos diferentes. Los tests de resistencia al despegamiento se realizaron a las 3 horas, a la semana, al mes y a los 6 meses. En general, los fracasos de la adhesión se producían a nivel de la unión del adhesivo con la malla del bracket.

Se hizo una experiencia paralela que demostró que no había diferencias en la fuerza adhesiva cuando se permitía un grabado de 60 segundos con ácido fosfórico al 37% y al 50%. Además, en ambos grupos la fractura se producía en la unión adhesivo-malla del bracket.

Los rangos de fractura para los materiales diacrilatos eran amplios para cualquiera de los tiempos probados, por ello, los autores sugirieron que la selección de un material debería depender más de sus características de manejo y de su coste.

En cuanto a la fuerza adhesiva, no se encontraron diferencias significativas entre las resinas di- y poli- acrílicas, con y sin relleno, pero sí con respecto al cemento de policarboxilato (que era inferior).

El producto que mostró unos resultados más adecuados y regulares a corto y largo plazo fue otra resina de diacrilato con relleno (Delphic).

El amplio rango de fuerzas de descementado que se encontró en el estudio indica que es difícil correlacionar los resultados de los estudios “in vitro” (en fuerza por unidad de área de la base del bracket) con la efectividad clínica. Por ello aparecen como datos interesantes (clínicamente relevantes) las cargas de descementado mínima y máxima de cada grupo de experimentación.

Otro estudio Reynolds y von Fraunhofer [Reynolds y von Fraunhofer, 1976b] comprobó que las mallas que mejor funcionan no son las que permiten una gran área de contacto, con mucho entramado, pequeñas depresiones y pequeñas crestas. Las que mejor resultaron, con cualquiera de los tres cementos de diacrilato que se probaron (unos más viscosos que otros), fueron las de poco entramado: Las mallas nº 50 British Standard, con aperturas de 330 μm y alambres de 183 μm . De todas formas, la rotura en la adhesión se producía mayoritariamente en el espesor del cemento o en la unión cemento-bracket (rotura cohesiva; ARI 2 ó 3). La rotura cohesiva se definiría como todo fracaso del cementado del bracket que ocurre en el espesor del producto adhesivo. Es decir, no ocurre puramente en la interfase diente-adhesivo o bracket-adhesivo (rotura adhesiva). Un fenómeno que se considera rotura cohesiva es cuando queda material adhesivo retenido en el bracket, pero únicamente en los entrantes de la malla.

Fox et al [Fox et al, 1991] compararon la fuerza de adhesión de brackets a esmalte, “in vitro”, de tres materiales diferentes: un composite convencional (Right-On), un composite liberador de flúor (Direct) y un cemento de vidrio ionómero (Ketac-Cem). El composite convencional demostró la mayor fuerza de adhesión, pero el análisis de Weibull, que examina la fiabilidad de la adhesión en vez de la propia fuerza de adhesión, predecía un comportamiento similar de Right-On y Direct en situaciones clínicas.

No indicaron resultados en megapascuales (MPa) sino en newtons (N), tampoco el área de la base del bracket que utilizan, con lo que no se pueden calcular los valores de la presión. Las fuerzas medias de adhesión fueron de 33,1N, 43,9N y 55,1N, respectivamente, para Ketac-Cem, Direct y Right-On. Se comprobó una diferencia estadísticamente significativa entre los tres.

O'Brien et al [O'Brien et al, 1988] estudiaron la fuerza de adhesión de los brackets a esmalte en relación a dos variables: la base del bracket y el tipo de adhesivo. Utilizaron dos tipos de bases de bracket y dos tipos de adhesivos. Las bases fueron la Mini Mono (Forestadent) y la Dynalock (Unitek). En cuanto a los adhesivos, uno era autopolimerizable (Concise, comercializado por 3M) y el otro era un composite fotopolimerizable híbrido –de CIV- con alto contenido de relleno (Exp 2, no comercializado sino experimental). Se intercalaron las variables para obtener 4 grupos experimentales de 10 dientes cada uno. No se encontraron diferencias significativas entre los diferentes grupos, pero sí una tendencia a una mayor fuerza de adhesión con la malla Mini Mono. También la adhesión a la malla era mayor con el cemento adhesivo Exp 2 y con la malla Dynalock, cuando éstos estaban en combinación (91.7% del material en la malla).

O'Brien et al remarcaron también el interés de la fluidez del material de adhesión en la zona de contacto con la malla, pues permite una buena penetración en las interdigitaciones de la misma y evita la formación de burbujillas de aire.

Fox et al [Fox et al, 1994], en una interesante revisión, analizan los estudios “in vitro” de adhesión de brackets (1965-1993), de los que seleccionan 66 (por ser a esmalte, comparando al menos dos grupos y con cuantificación de la fuerza de despegado de brackets en unidades de medida). Concluyen que existe una falta de homogeneidad de las investigaciones “in vitro” sobre adhesión de brackets, que hace prácticamente imposible la comparación de resultados.

Se establece como válida la cifra de 20 especímenes por grupo de experimentación, pues la variabilidad obtenida en los resultados de estos estudios es grande; de hecho, se recomienda como ideal tener al menos 30 probetas por grupo de experimentación. Debido a la importancia de las colas en el análisis estadístico de los datos, realizar ANOVA y un análisis poco extendido como es el de Weibull [Weibull, 1951] (análisis de supervivencia), pueden ser apropiados [Fox et al, 1994] [Eliades y Brantley, 2000].

En 2006 se ha hecho un intento de metaanálisis por parte de Mandall et al [Mandall et al, 2006], dentro de la Cochrane Library, con objeto de evaluar la efectividad en la adhesión de diferentes adhesivos ortodóncicos. Pero finalmente se realizó una revisión sistematizada narrativa ante la imposibilidad técnica de ejecutar un metaanálisis sobre este tema.

Se evaluaron ensayos clínicos aleatorios y controlados que compararan dos grupos diferentes de adhesivos, en los que se estudiaba la frecuencia de despegado de brackets como dato primario, pero también la aparición de descalcificaciones en relación a los brackets.

Sólo tres ensayos cumplieron los criterios de inclusión. En uno de ellos se comparaba un composite autopolimerizable con uno fotopolimerizable, y en los otros, composites con cemento de vidrio convencional y con un composite modificado con poliácidos (compómero), respectivamente.

No se pudo sacar una conclusión con respecto al objetivo del estudio pero los autores sí brindan unas sugerencias para mejorar las investigaciones futuras sobre adhesivos ortodóncicos. Destacamos las siguientes:

- Calcular el tamaño muestral a priori.
- Establecer criterios de inclusión y exclusión claros.
- Describir los retiros y abandonos de pacientes y modificar el análisis estadístico si es necesario.
- Intentar realizar estudios a simple ciego (paciente) o a doble ciego (paciente y operador) si es factible.

Otros estudios similares se han hecho sobre adhesión de brackets [Mandall et al, 2002] y de bandas [Millet et al, 2008], con las mismas conclusiones (faltan suficientes estudios adecuados como para poder recomendar un adhesivo sobre otro). En el estudio de Mandall et al [Mandall et al, 2002] sí se pudo concluir que los compómeros eran más eficaces que los composites a la hora de prevenir descalcificaciones del esmalte.

3. DESCALCIFICACIONES DEL ESMALTE (“MANCHA BLANCA”).

Sonis y Snell [Sonis y Snell, 1989] han definido la descalcificación como cualquier área delimitada de opacidad en el esmalte, localizada en la cara labial de la corona, mayor de 1 mm de longitud o diámetro.

La descalcificación del esmalte sucede cuando el pH del medio oral favorece la difusión, por disolución, de iones calcio y fosfato a partir del esmalte [Mitchell, 1992a].

Glantz y Featherstone [Glantz y Featherstone, 1985] descubrieron que en sólo cuatro semanas se podía producir una descalcificación rápida, de hasta 75 μm de profundidad, especialmente en la zona gingival adyacente a los brackets y con una pérdida de minerales del 25%. Sin embargo, no encontraron relación entre la desmineralización y los índices de placa registrados en las cuatro semanas, ni con el contenido inicial de flúor en el esmalte.

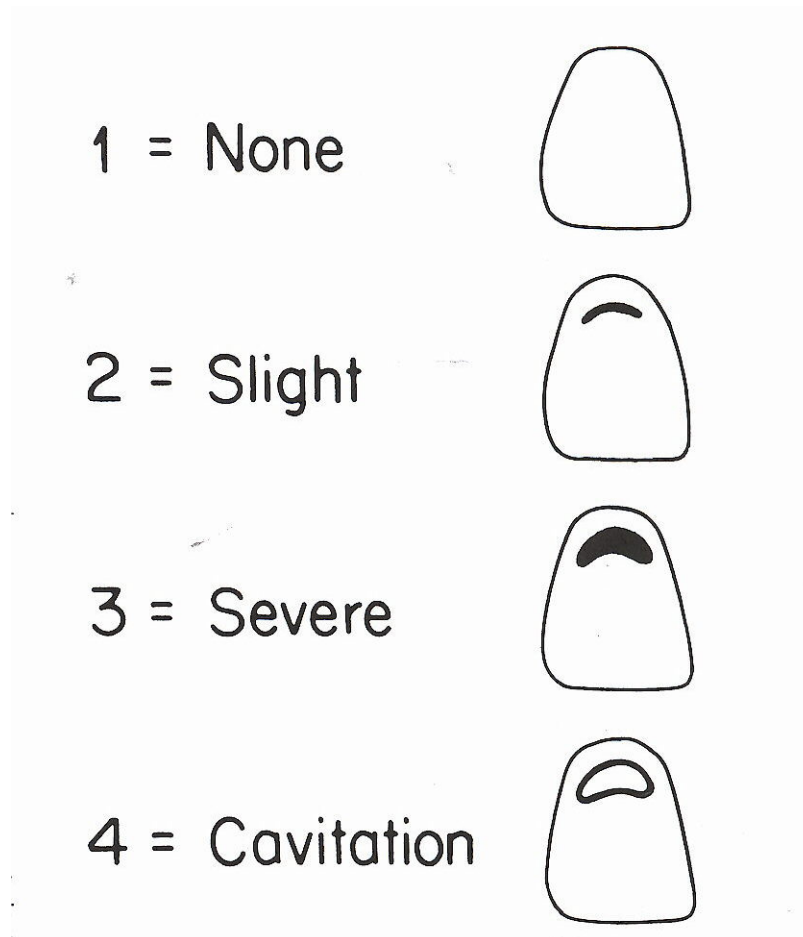


Figura 1. **Grados de las descalcificaciones.** Clasificación propuesta por Gorelick et al, 1982.

Gorelick et al [Gorelick et al, 1982] ya hicieron una clasificación de las lesiones de mancha blanca para pacientes tratados mediante ortodoncia fija, en función de la gravedad (figura 1).

3.1. Prevalencia de las descalcificaciones de esmalte.

La prevalencia que se ha descrito en los estudios oscila del 2% hasta el 95% de los pacientes que han llevado aparatología ortodóncica fija. Esta gran variación se debe a la variedad de métodos y clasificaciones utilizados para evaluar la presencia de descalcificación, a si las opacidades idiopáticas del esmalte fueron o no excluidas, y al uso de un régimen de fluorizaciones durante el tratamiento. Los resultados son más optimistas cuando lo que se tiene en cuenta para medir la prevalencia son los dientes (en vez de individuos): En este caso los valores se mueven entre el 0% y el 24% [Mitchell, 1992a].

Más del 60% de las descalcificaciones ocurren en el área gingival de la superficie vestibular (hacia gingival del bracket) [Banks y Richmond, 1994].

Los dientes que más frecuencia de descalcificación padecen son los incisivos laterales y caninos superiores, así como los caninos y segundos premolares inferiores [Banks y Richmond, 1994].

La incidencia mayor se localizó en el arco superior, lo cual podría explicarse por un menor contacto con la saliva, dado que ésta tiene capacidad remineralizadora. El mayor contacto con la saliva de la arcada inferior tendría que ver con la situación anatómica de las glándulas salivales mayores y por el efecto de la gravedad, que siempre favorecerá un mayor contacto de la saliva con los dientes de la arcada inferior [Wenderoth et al, 1999]. (Tabla 2).

Tabla 2. **Incidencia de lesiones de mancha blanca en dientes anteriores.**
Modificada, de Wenderoth et al, 1999.

Referencia Tamaño	Población control		Población ortodóncica	
	muestral	Incidencia (%)	Tamaño muestral	Incidencia (%)
Artun y Brobakken, 1986	60	9,0	60	44,0
Dirks, 1966	90	84,0		
Enaia et al, 2011			400	60,9
Gorelick et al, 1982	50	3,0	121	11,5
Ingervall, 1962	60	13,8	60	23,5
Mizrahi, 1982	426	7,6		
Mizrahi, 1983	527	5,0	269	8,5
Wenderoth et al, 1999	112	60,0	113	62,0
Zachrisson y Zachrisson, 1971	50	4,4	124	12,7

3.2. Etiología.

Se acepta el modelo establecido por Murray en 1989 para la etiología de la caries, en el que interactúan bacterias, azúcares, esmalte y tiempo, pero se enumeran a continuación una serie de factores etiológicos predisponentes para las descalcificaciones [Mitchell, 1992a] [Wenderoth et al, 1999]:

- Higiene oral poco eficiente / retención de placa.
- Dieta.
- Tipo y diseño de la aparatología: Uno de los mayores inconvenientes de la técnica de Begg es la dificultad que experimentan los pacientes para la higiene alrededor de los arcos con asas y de los auxiliares. El uso de hilo o cadeneta elásticos y de otros elementos auxiliares con cualquier técnica hará la limpieza más complicada.
- Técnica de adhesión.
- Susceptibilidad del paciente

La desmineralización está en función del pH y de la concentración de flúor en el medio [Ten Cate JM, 1999].

3.3. Métodos para reducir la descalcificación durante el tratamiento de ortodoncia fija.

(Esquema según Mitchell [Mitchell, 1992a])

- Selección de paciente y educación: La mayoría de los ortodoncistas insisten en la necesidad de obtener un cierto nivel de higiene oral previo al inicio del tratamiento de ortodoncia fija. Sin embargo, siempre hay una proporción de pacientes para los que la habilidad en la higiene oral se deteriora a medida que avanza el tratamiento. La educación y la remotivación del paciente en la importancia de una dieta y una higiene adecuadas, idealmente por parte de un higienista, puede ayudar a reducir este problema, aunque no lo elimina.
- Instrucción en higiene oral.
- Remoción mecánica de placa: Deberíamos informar a nuestros pacientes de que para limpiar efectivamente unos dientes que llevan aparatología fija necesitarán más tiempo del que necesitaban cuando no llevaban aparato.
- Remoción química de placa: Mediante antisépticos orales.

- Reducción de la retención de placa por parte del aparato: Para reducir la acumulación de placa y las descalcificaciones se propone:
 - Selección de brackets pequeños.
 - Eliminar concienzudamente los sobrantes de material adhesivo.
 - Mínima utilización de asas.
 - Revisión periódica de la correcta cementación de las bandas, comprobando que no halla filtraciones.
- Protección de la superficie del esmalte debajo y alrededor de las fijaciones ortodóncicas: Como evidencia, tenemos el estudio “in vitro” en el que Frazier et al [Frazier et al, 1996] mostraron que la utilización de un adhesivo fotopolimerizable sin relleno para cubrir las superficies labiales de dientes a los que previamente se les habían colocado brackets, reducía significativamente la aparición de desmineralizaciones del esmalte. El 100% de los dientes que no fueron así tratados, al someterse a una solución ácida a pH 4.2 durante cuatro días, tenían descalcificaciones. En el grupo de dientes sellados sólo aparecían descalcificaciones en un 20% de los dientes, muy localizadas y coincidentes con zonas de rotura del material sellante. Esta diferencia entre grupos fue estadísticamente significativa, utilizando el test de chi-cuadrado.

Este método preventivo [Frazier et al, 1996] puede ser realizado de manera selectiva, por ejemplo, en el momento del tratamiento de ortodoncia en el que observemos que un paciente no está consiguiendo buenos niveles de higiene. El estudio anterior no indica, sin embargo, que éste sea un método mejor que el propuesto por otros autores, que consiste en sellar toda la superficie labial con un adhesivo fotopolimerizable justo antes de la colocación de los brackets.

Contrariamente, Farrow et al [Farrow et al, 2007], en otro estudio “in vitro”, no encontraron una mayor protección frente a descalcificaciones aplicando sellador de fisuras (sin relleno) o un composite fluido (con relleno) alrededor de las bases de los brackets.

- Utilización de flúor: El flúor tópico puede reducir la caries a través de tres mecanismos [Levine, 1976]:
 - Remineralización durante las bajadas de pH: Sustitución de los grupos hidroxilo de la hidroxiapatita por iones de flúor, transformándola en hidroxifluorapatita o fluorapatitas, menos solubles frente a los ácidos que la primera.

- Favorecimiento de la formación de hidroxiapatitas de alta calidad (hidroxi fluorapatita / fluorapatitas): Ayuda en la formación y estabilización de apatitas bien cristalizadas en el esmalte. Esto se favorece con aportes de flúor a baja concentración.
- Inhibición de la glucólisis de la placa bacteriana: Inhibición del metabolismo acidogénico de la placa bacteriana, que constituye el primer paso del proceso de caries: Para una inhibición completa se necesitan concentraciones de 6 ppm de flúor.

Tanto el segundo como el tercer mecanismo se ven favorecidos por un aporte frecuente de flúor tópico, no necesariamente muy concentrado.

Podemos enunciar varios métodos para el uso del flúor:

- Colutorios: El inconveniente de este método preventivo es que los pacientes que se beneficiarían más del flúor tópico coinciden con los que menos suelen cumplir con los regímenes de enjuagues regulares. Sin embargo se ha comprobado la utilidad de este método y hay un gran número de autores que lo recomiendan [Årtun y Brobakken, 1986] [Basdra et al, 1996] [Gorelick et al, 1982] [O'Reilly y Featherstone, 1987].
- Aplicaciones profesionales: Por ejemplo, Øgaard et al [Øgaard et al, 2001] comprobaron como la utilización de un barniz de flúor (Fluor Protector, difluorosilano 5%) cada 3 meses, o la aplicación del gel de flúor / gel de clorhexidina (Cervitec, clorhexidina 1% y timol 1%) alternándose cada 6 semanas, reducía la incidencia de manchas blancas durante el tratamiento con ortodoncia fija en un periodo de un año.
- Cementos para embandado liberadores de flúor: Por ejemplo, mediante cementos de vidrio ionómero.
- Materiales para adhesión de brackets que liberan flúor: Estudiaremos con mayor detenimiento estos materiales en el siguiente apartado (4. Materiales liberadores de flúor), pues han sido precisamente objeto de nuestra experimentación.

No existe un método universal para la prevención frente a las manchas blancas que no sea costoso en tiempo o dinero para clínica ortodóncica: Los métodos “universales” son la selección cuidadosa de pacientes, y las instrucciones periódicas sobre higiene y dieta [Mitchell, 1992a].

Las descalcificaciones blancas brillantes o marrones, y las lesiones cavitadas de fondo duro y no cubiertas por placa se pueden detener mediante tratamiento preventivo [Bishara et al, 2005].

4. MATERIALES LIBERADORES DE FLÚOR.

Niveles de flúor en saliva inferiores a una parte por millón son efectivos para cambiar el balance desde la desmineralización (que conduce a la caries) hacia la remineralización. Los dispositivos liberadores de flúor, en forma de materiales restauradores o de cementación-adhesión, podrían servir para incrementar los niveles de flúor en la saliva y en la placa hasta niveles en los que la caries pueda ser evitada, incluso en pacientes con alto riesgo de caries. Es de especial interés el rango del pH en el cual la hidroxiapatita está infrasaturada y la fluorapatita está sobresaturada. Estos valores del pH coinciden con el pH de la placa dental cuando las bacterias de ésta están fermentando carbohidratos. A este pH la hidroxiapatita se disuelve mientras que la fluorapatita se precipita, con lo que pueden formarse lesiones subsuperficiales [Ten Cate, 1999].

Ya en 1927, Crowell describió como los cementos de silicato liberaban flúor. En 1944, Volker observó que la caries raramente aparecía cerca de las restauraciones hechas con silicato, por ello pensó que esto podría estar relacionado con la liberación de flúor de dicho material. Desde aquellos trabajos, se han sucedido numerosos intentos de incorporar flúor en materiales dentales, pues se ha podido comprobar que hay una relación directa entre la dosis de flúor y el nivel de protección alcanzado. A día de hoy, tan solo el cemento de vidrio ionómero consigue niveles de flúor tan altos como los del cemento de silicatos, sin embargo, las resinas liberadoras de flúor pueden tener un efecto protector para el diente tan eficiente como aquellos. [Rawls, 1995]

Según Rawls [Rawls, 1991] existen al menos tres métodos por los que el flúor puede ser incorporado a los materiales de restauración dental:

- Mezcla de agentes flúor soluble en agua: Para la liberación de este flúor se requiere la disolución de la mezcla soluble, mediante difusión de agua a través del material restaurador. El resultado puede ser el debilitamiento de la estructura del material. Por ello, este tipo de materiales no serían adecuados para la adhesión de brackets.
- Dispersión de agentes flúor de muy baja solubilidad: Para la liberación del flúor, también se necesita la difusión de agua a través del material restaurador. Se liberan pequeñas cantidades de moléculas con el agente flúor muy concentrado, con lo cual la liberación de flúor es elevada y el material se debilita mucho menos que mediante el método anteriormente citado. Corresponden a este método de inclusión del agente flúor, materiales como adhesivos que incorporan sal de fluoruro sódico o los cementos de vidrio ionómero. El problema es que estos materiales no consiguen los mismos niveles de resistencia de las resinas convencionales.

- Difusión del agente en la matriz molecular del material restaurador: En estos casos, al liberarse flúor la estructura molecular del material restaurador se reorganiza de tal manera que no se pierden propiedades mecánicas. Destacan en este grupo adhesivos con elementos como las sales acrílic-amina- BF_3 de Lewis o la acrílic-amina-HF.

Varios artículos se han centrado en la cantidad de liberación de flúor de diferentes materiales de adhesión. Veremos a continuación una revisión de los mismos, comenzando por los estudios “in vitro” para pasar después a compendiar los trabajos “in vivo” al respecto. Por último detallaremos estudios sobre fuerza de adhesión de los materiales liberadores de flúor.

4.1. Estudios “in vitro” sobre liberación de flúor.

Dijkman et al [Dijkman et al, 1993] han estudiado “in vitro” la inhibición de la desmineralización de esmalte mediante resinas fotopolimerizables liberadoras de flúor, encontrando una correlación directa entre la cantidad de flúor liberada y la disminución tanto de la pérdida de mineral del esmalte como de la profundidad de las lesiones de flúor.

Basdra et al [Basdra et al, 1996] examinaron dos adhesivos de ortodoncia liberadores de flúor (Rely-a-Bond, de Reliance Orthodontic Products Inc. y Fluorobond/Concise, deOrmco Corp). Ambos liberaban flúor al medio, especialmente en las primeras 24 horas, ya que después se producía una disminución dramática de esta liberación, y después de 90 días ya no se detectaba flúor. Con respecto a un control (adhesivo no liberador de flúor) se encontraron diferencias significativas en el grado de desmineralización del esmalte alrededor del bracket, y el adhesivo que mayores cantidades de flúor liberaba inicialmente (Fluorobond) era el que mejores resultados obtenía en este sentido.

El análisis de las superficies de esmalte con microscopía electrónica de barrido revelaba la presencia de deposiciones de partículas (de menos de 1 μm) con aspecto microglobular, después de que se utilizaran los adhesivos liberadores de flúor. Estas deposiciones aparecían en mayor medida en las muestras en las que se había utilizado el adhesivo Fluorobond, y su aspecto se correspondía con formaciones de fluoruro cálcico, una sal con claras propiedades cariostáticas. El fluoruro cálcico formado en la superficie del esmalte podría actuar como un reservorio de ion flúor (para una liberación lenta de este elemento en áreas de desmineralización) o como una barrera durante los ataques ácidos. Los resultados de este trabajo “in vitro” muestran que ciertos sistemas adhesivos de ortodoncia pueden proveer, por un tiempo limitado, de un grado adicional de seguridad frente a la susceptibilidad de caries en pacientes con aparatología fija.

La liberación máxima de flúor se produjo en las primeras 24 horas: 1,422 mg/l (1,422 ppm) para Fluorobond y 0,537 mg/l (0,537 ppm) para Rely-a-Bond. Una gran disminución en el grado de liberación de flúor desde los materiales de restauración ya se apreciaba durante los primeros días en varios estudios anteriores; y se han detectado cantidades pequeñas de flúor hasta 2-3 meses después. Las cantidades de flúor que se liberaban en este experimento por ambos materiales fluorados eran demasiado bajas como para tener alguna significación clínica y esto cuestiona el papel que estos materiales puedan jugar “in vivo” en la prevención de la descalcificación del esmalte. Pero existen estudios “in vitro” que han demostrado que niveles bajos de flúor en soluciones ácidas balanceadas disminuyen considerablemente la solubilidad del mineral, inhibiendo así la desmineralización del esmalte. Depósitos microglobulares como los hallados en este estudio fueron ya descritos por otros autores después de aplicaciones tópicas de flúor.

Vieira et al [Vieira et al, 1999] analizaron la liberación de flúor llevada a cabo por diferentes materiales durante 14 días, en periodos cíclicos de desmineralización / remineralización, y una aplicación de flúor (un dentífrico fluorado) al octavo día: Los materiales eran un cemento de vidrio ionómero, una resina compuesta modificada con cemento de vidrio ionómero, dos compómeros y una resina compuesta. Todos ellos, excepto la resina compuesta, entre los días cuarto y séptimo, liberaron cantidades significativas de flúor todos los días y tanto en periodos de desmineralización como en periodos de remineralización.

También exceptuando la resina compuesta, las cantidades de flúor que se liberaban eran mayores en periodos de desmineralización. Esta característica, ya descrita por otros autores, es favorable, pues cuando el medio es ácido es cuando existe un mayor riesgo de caries.

Todos los materiales fueron capaces de captar flúor del dentífrico para después liberarlo al medio, incluso en cantidades mayores a las que habían liberado antes del suplemento de flúor. En general, los materiales liberan más flúor en los tres primeros días después de su colocación.

Dionysopoulos et al [Dionysopoulos et al, 2003a] compararon la liberación inicial de flúor así como la liberación de flúor producida tras la fluorización de un cemento de vidrio ionómero (CIV) convencional (Ketac-Molar, ESPE), una resina compuesta híbrida de CIV (Vitremer, 3M) y dos compómeros (F2000, 3M y Hytac, ESPE). Se prepararon 15 especímenes de cada grupo, que eran sumergidos en agua deionizada, y se midió la descarga de flúor que se había producido cada 2 días, así hasta 22 días. En el día 22, así como en los días 30, 38 y 46 se hicieron fluorizaciones de los especímenes de experimentación con soluciones de fluoruro sódico (NaF) al 0,02, 0,04 y 0,2%, durante 5 minutos. La liberación de flúor después del día 22 se siguió midiendo cada 2 días, hasta el día 54.

La liberación de flúor fue mayor durante los primeros días después de la preparación de las muestras, después de la cual iba decreciendo, primero muy rápidamente y después más despacio. Los cuatro materiales probados resultaron recargados gracias a las fluorizaciones, siendo la solución con NaF al 0,2% la más efectiva. Desde un punto de vista clínico, los resultados de este estudio implican que todos estos materiales liberadores de flúor podrían servir como dispositivos intraorales para la liberación lenta de flúor en los sitios de riesgo de caries recurrente. El patrón de liberación de flúor tras las recargas mediante fluorización del medio era similar al producido tras la elaboración de las muestras (liberación inicial de flúor). Esta coincidencia de patrones de liberación de flúor se había observado en anteriores estudios

Una elevación (aun ligera) de los niveles de flúor en repetidas ocasiones sería el mejor método para prevenir la desmineralización y provocar la remineralización de las lesiones cariosas. Vitremer (resina híbrida con cemento de vidrio ionómero) y Hytac (compómero) mostraron la mayor y menor cantidad de liberación de flúor, respectivamente. Las mayores cantidades de flúor liberado se produjeron en las primeras 48 horas tras la realización de los especímenes, y fue de 6,60 ppm para Ketac-Molar, 16,40 ppm para Vitremer, 12,10 ppm para F-2000 y 3,60 ppm para Hytac. A la vista de todos los datos estudiados, los materiales restauradores más liberadores de flúor son, en orden descendente, los ionómeros de vidrio, los híbridos de resinas compuestas e ionómeros de vidrio, y los compómeros.

En otro estudio del mismo año, Dionysopoulos et al [Dionysopoulos et al, 2003b] valoraron la capacidad de determinados materiales de restauración liberadores de flúor para hacer resistir frente a la caries radicular “in vitro”. Se utilizaron como especímenes 5 premolares por cada material utilizado en los que se realizaba una cavidad tipo V que después era obturada con uno u otro material, a saber: Tres compómeros (F2000, Hytac y Compoglass F), un cemento ionómero de vidrio modificado con resina (Fuji II LC), un cemento ionómero de vidrio convencional (Ketac-Fil), y una resina compuesta (Z-100). Después, estas muestras eran sometidas a un modelo experimental de caries durante 5 semanas.

La profundidad de las lesiones de descalcificación adyacentes a las restauraciones experimentales (asimilables a caries secundarias) era significativamente menor para los materiales liberadores de flúor que para la resina compuesta. Dado que las propiedades mecánicas de las resinas compuestas híbridas y de los compómeros son superiores a las de los cementos de vidrio ionómero tradicional, debe destacarse la relevancia clínica de estos dos tipos de materiales para la inhibición de la caries. Por otro lado, también es cierto que ninguno de los materiales de restauración utilizados fue capaz de evitar la formación de caries secundaria adyacente a las restauraciones, a pesar de la evidencia de la liberación de flúor (excepto Z-100) de todos ellos.

La causa de la aparente resistencia a la caries de la dentina que forma las paredes de las cavidades podría deberse a la disponibilidad de flúor en estos sitios. Esto ha sido sugerido para las resinas híbridas de cementos de vidrio ionómero y para los compómeros.

Se podría concluir, dentro de los límites de un estudio “in vitro”, que la progresión de la caries secundaria en dentina podría ser reducida significativamente utilizando como materiales restauradores para las raíces resinas modificadas con cemento de vidrio ionómero, compómeros o cemento de vidrio ionómero.

Itota et al [Itota et al, 2003] probaron “in vitro” dos sistemas adhesivos liberadores de flúor, Reactmer Bond (Shofu) y ABF (Kuraray), frente a un sistema adhesivo sin liberación de flúor, SE Bond (Kuraray), aunque esta vez el sustrato que acogía los adhesivos era la dentina. Se midió la cantidad de flúor liberada desde los adhesivos en agua destilada, cada 10 semanas. Además se aplicaron estos adhesivos en cavidades de clase V hechas en premolares humanos y sometidas a ataque ácido bacteriano para valorar el grado de remineralización que acaecía bajo los adhesivos. La valoración de la remineralización se hacía mediante microrradiografías de los especímenes, en las que se analizaban las radiopacidades de las capas de la dentina. Las radiopacidades, signo de remineralización, encontradas en los especímenes tratados con Reactmer Bond y ABF eran significativamente mayores que las encontradas en los especímenes tratados con SE Bond. Estos resultados evidenciaban que los sistemas adhesivos liberadores de flúor conseguían una mineralización de la dentina descalcificada. Los resultados del estudio sugerían que la utilización de adhesivos liberadores de flúor permitiría la remineralización de dentina descalcificada (dentina afecta de la lesión de caries) que fuera preservada debajo de estos materiales restauradores y dicha remineralización podría contribuir a la durabilidad a largo plazo de las restauraciones.

En estudios anteriores, se había demostrado que la dentina descalcificada se hacía más radiopaca por la aplicación de un material liberador de flúor “in vivo”. Estos resultados sugerían que la dentina descalcificada podía ser preservada si era sellada con una restauración de resina y que esta dentina tenía un potencial de remineralización.

Parece que para la remineralización de la dentina descalcificada es necesario un aporte de iones de calcio. Se ha descrito, de hecho, que los cementos de vidrio ionómero poseen cationes que pueden formar una matriz para la remineralización: Aluminio, calcio, estroncio. Pero había un sistema adhesivo liberador de flúor entre los que se probaron en el estudio que no contenía iones calcio, pero también desarrollaba radiopacidades y altas concentraciones de calcio. Este calcio se cree que era aportado por la solución de Hank, que era depositada (experimentalmente) en el espacio de la cámara pulpar.

Cohen et al [Cohen et al, 2003] estudiaron “in vitro” tres cementos adhesivos que liberan flúor (Fuji Ortho LC de GC, sistema Assure de Reliance y sistema Python de TP), para comprobar qué liberación de flúor generaban a largo plazo (30 meses), tanto si eran expuestas como si no a un gel de fluoruro sódico al 2%. Se utilizó como control un cemento adhesivo de composite sin contenido en flúor (sistema Transbond XT de 3M). Fuji Ortho LC es un cemento de vidrio ionómero modificado con resina, los sistemas Assure y Python contienen cementos adhesivos a base de compómero (o composite modificado con poliácidos).

Se elaboraron 10 muestras con cada material. De ellas, 5 eran analizadas a los 546, 637, 730, 821 y 913 días (tras su fabricación), para saber cuánto flúor liberaban. Las otras 5 se sometían a la aplicación del gel fluorizante durante 4 minutos en el día 545 de la experimentación, y eran analizadas en los días 546, 548, 552, 575, 637, 730, 821 y 913. (546 días: ~18 meses; 575 días: ~19 meses; 637 días: ~21 meses; 730 días: ~24 meses; 821 días: ~27 meses; 913 días: ~30 meses). Para evitar mediciones acumulativas, las soluciones de agua desionizada en las que se mantenían las muestras era cambiada 24 horas antes de los análisis de liberación de flúor.

El material Fuji Ortho desarrolla una liberación de flúor significativamente mayor que el resto de los materiales probados. Todos los materiales, después de recargados por el gel de flúor, liberan flúor en cantidades mucho mayores de las habituales, pero esas cantidades decrecen muy rápidamente durante las primeras 24 horas (“efecto estallido”). Con esta información, y salvando que este no es un estudio clínico, podríamos sugerir que los tres materiales liberadores de flúor probados tienen poder cariostático, pues liberan flúor en cantidades por encima de $0.65\text{-}1.3\text{ }\mu\text{g F}^-/\text{cm}^2/\text{día}$.

Tokiyama et al [Tokiyama et al, 2008] demostraron mediante microrradiografía una resistencia al ataque ácido en superficies de esmalte bovino cubiertas por adhesivos liberadores de flúor significativamente mayor que cuando utilizaban adhesivos convencionales. Los materiales liberadores de flúor probados fueron Beauty Ortho Bond (resina con flúor) y Fuji Ortho (cemento de vidrio modificado con resina).

Chatzistabrou et al [Chatzistavrou et al, 2010] determinaron una liberación de flúor a partir de ionómero de vidrio (Fuji I, de GC) de 12 ppm el primer día, 5,23 ppm el tercer día, 3,70 ppm el séptimo día, 1,70 ppm el trigésimo día y 0,84 ppm el sexagésimo día.

Lim BS et al [Lim BS et al, 2011] estudiaron el efecto del paso del tiempo y de las recargas con diferentes tipos de fluorización en varios sistemas adhesivos. Los adhesivos fueron el sistema Transbond XT, de 3M (no liberador de flúor), el sistema Light Bond, de Reliance (composite liberador de flúor), el sistema Transbond Plus, de 3M (compómero, liberador de flúor) y los sistemas Fuji Ortho LC, de GC, y Multi-Cure, de 3M (cementos de vidrio ionómero, liberadores de flúor). Los tipos de fluorización que se utilizaron fueron solución de flúor con 225 ppm, solución de flúor con 900 ppm, gel fosfato acidulado de flúor (1,23% en volumen) y dentífrico fluorado con 1000 ppm. Se realizaron varios ciclos de fluorización durante un periodo de experimentación que duró 45 días.

El tratamiento periódico con agentes fluorados aumenta temporalmente la cantidad de flúor en los sistemas adhesivos liberadores de flúor, pero no en el sistema adhesivo no liberador de flúor, que no se recarga. El orden de efectividad en la recarga de flúor sería, de mayor a menor, cementos de vidrio ionómero, compómero y composite liberador de flúor. Tanto el gel fosfato acidulado de flúor como la solución fluorada con 900 ppm fueron los medios más efectivos para mantener la liberación de flúor desde los sistemas adhesivos ortodóncicos. Sin embargo, y este es un dato algo desolador y que nos debe hacer seguir investigando en estos materiales, después del paso de los días la capacidad de recarga de los materiales era muchísimo menor (hasta niveles siempre por debajo de 1 ppm de flúor, a los 45 días).

De hecho, una de las investigaciones que se ha llevado a cabo en este sentido ha sido la incorporación de nano-fluorapatita y de nano-fluorhidroxiapatita a un cemento de vidrio ionómero (concretamente Fuji Ortho LC, de GC). Se ha comprobado que con estos aditivos la liberación de flúor conseguida era significativamente mayor, y que la fuerza adhesiva se mantenía similar a la del ionómero de vidrio original cuando se añadía nano-fluorapatita [Lin et al, 2011].

Otro estudio “in vitro” del grupo de Lim, también de 2011, obtuvo resultados más halagüeños en lo que a la liberación y recarga de flúor a partir de cementos para brackets se refiere. Comprobaron la liberación de flúor desde diferentes probetas de adhesivos de brackets, tras recargas con diferentes elementos fluorados, a los 28 y a los 33 días de almacenaje. Los elementos fluorados fueron colutorio de fluoruro de sodio de 1000 ppm, gel fosfato acidulado de flúor al 1,23% y dentífrico fluorado (1000 ppm). Obtuvieron resultados de liberación de flúor de entre 1,83 ppm y 6,17 ppm para el Transbond Plus (compómero de 3M), y de entre 4,62 ppm y 18,38 ppm para cementos de vidrio ionómero modificados con resina (Fuji Ortho LC, de GC, y Multi-Cure, de 3M). El cemento liberador de flúor Light Bond, de Reliance, no obtuvo grandes cifras en lo que a liberación de flúor se refiere, ni antes ni después de las recargas con elementos fluorados (siempre por debajo de 1 ppm). La combinación cemento de vidrio ionómero y colutorio fluorado de 1000 ppm resultó la más efectiva para la liberación de flúor [Ahn et al, 2011].

Lodaya et al [Lodaya et al, 2011] evaluaron “in vitro”, en premolares humanos, la desmineralización adyacente a los brackets cementados con tres materiales diferentes: Ortho one, de Bisco (sistema de composite autopolimerizable no liberador de flúor), Tru-bond, de C Dent (sistema de composite autopolimerizable liberador de flúor) y Rely-a-bond fluorado, de Reliance (sistema de composite autopolimerizable liberador de flúor). Los sistemas liberadores de flúor mostraron una desmineralización alrededor de los brackets significativamente menor que el sistema de composite convencional. No hubo diferencia significativa entre los niveles de descalcificación de esmalte alrededor de los brackets cementados con los sistemas liberadores de flúor.

4.2. Estudios “in vivo” sobre liberación de flúor en animales.

Dubroc et al [Dubroc et al, 1994] realizaron un estudio en ratas para determinar el efecto de un sistema adhesivo liberador de flúor (Phase II) sobre la incidencia de desmineralizaciones. En los animales estudiados sólo se cementaban los brackets de la arcada superior.

Se encontró una incidencia del 36% de desmineralización en las áreas alrededor de los brackets cementados con el sistema adhesivo no liberador de flúor, frente a un 5% de áreas de desmineralización cuando el sistema adhesivo era el que liberaba flúor. En el grupo control, sin brackets, no se encontraron lesiones de desmineralización.

Por otro lado, la incidencia de lesiones de caries en los primeros molares de la arcada contralateral (la inferior) era significativamente menor en el grupo de ratas con brackets (10) que en cualquiera de los otros dos grupos, cementado de brackets con sistema convencional (16) o grupo control –sin brackets- (14).

4.3. Estudios “in vivo” sobre liberación de flúor en humanos.

Sonis y Snell [Sonis y Snell, 1989], en un estudio sobre 22 pacientes y 412 dientes sobre los que se cementaron brackets (206 experimentales y 206 controles), probaron la efectividad de un sistema adhesivo liberador de flúor (FluorEver, Macrochem Corp.) en la prevención frente a la incidencia de lesiones de descalcificación, frente a un sistema adhesivo convencional (Aurafill, Johnson & Johnson Dental Care Co.). El sistema adhesivo liberador de flúor demostró una efectividad significativa frente al producto convencional, ya que en el grupo control 26 dientes (12,6%) mostraron descalcificaciones, mas ningún diente del grupo experimental sufrió una descalcificación. El estudio se llevó a cabo durante el transcurso del tratamiento ortodóncico de

estos 22 pacientes, con una media de 25 meses. No se hallaron diferencias en los índices de descementado de brackets entre los 2 grupos (3,4% brackets descementados en el grupo control frente a 2,43% en el grupo experimental). El problema de la difícil remoción del adhesivo de brackets podría haberse solucionado en este caso, pues este producto presentaba fluorescencia con luz ultravioleta, pero los autores no pudieron aplicar en la clínica esta propiedad.

Aproximadamente un 92% (11 de cada 12) de los fracasos de adhesión en este estudio [Sonis y Snell, 1989], sucedieron en las primeras tres semanas tras la colocación de los brackets. En esto, el estudio coincide con otros anteriores, en los que la mayor parte de los fracasos en la adhesión se producían en las primeras semanas en fijaciones labiales y linguales. Esto puede explicarse por una posible contaminación en la superficie de adhesión o por una polimerización incompleta, que resultarían en una fuerza de adhesión comprometida.

Underwood et al [Underwood et al, 1989] realizaron un estudio “in vivo” que demuestra que el flúor añadido a resinas compuestas puede ser efectivo para reducir la desmineralización del esmalte alrededor de los brackets. El estudio se componía de dos partes:

En la primera parte, se probó la durabilidad de la adhesión con un cemento adhesivo experimental que liberaba flúor, frente al Concise. En un periodo de 12 meses, se encontraron unas frecuencias de éxito en la adhesión similares en ambos adhesivos (89% en el adhesivo con flúor y 93% en el control).

En la segunda parte, se comprobó la incidencia de lesiones de caries en premolares en los que se había utilizado un sistema adhesivo con flúor frente a los premolares en los que se cementaba con el sistema adhesivo convencional. Se encontró una reducción del 93% en la incidencia de estas lesiones utilizando el cemento adhesivo liberador de flúor con respecto al Concise.

Una medición microscópica de la porosidad del esmalte en las lesiones permitía una diferenciación en zonas de cuerpo de la lesión (5% de porosidad), zonas oscuras (2-4% de porosidad) y zonas translúcidas (1-2% de porosidad). La progresión de zonas translúcidas hacia zonas oscuras se encontró sólo en un 6,8% en los dientes donde se había utilizado el material liberador de flúor, frente a un 65,2% en el caso de los dientes con brackets pegados con Concise. Esto significa que la progresión, al menos a corto plazo, de las lesiones de mancha blanca se vio notablemente atenuada cuando se utilizó el material liberador de flúor.

Otro estudio [Mitchell, 1992b], sin embargo, tuvo resultados algo menos halagüeños. Era un estudio “in vivo” para comparar un cemento adhesivo fluorado con un cemento adhesivo para brackets convencional, en cuanto a la incidencia de descalcificaciones del esmalte. La media de tratamiento fue de 10.5 meses. No encontró una diferencia significativa entre los grupos experimental y control en cuanto al porcentaje de dientes que sufrieron

descalcificaciones (18% frente al 19%). El área de superficie vestibular de esmalte afectada también se determinó: Concretamente en 2,02% en el grupo control y en 1,55% en el grupo experimental, sin diferenciación significativa. Después de un periodo de observación tras el tratamiento, las lesiones redujeron el porcentaje de superficie vestibular que ocupaban, quedando en 1,17% para el grupo control y en 0,49% en el grupo experimental, de nuevo sin diferencia significativa entre los dos materiales. Posiblemente la explicación de este resultado tenga que ver con lo hallado en un estudio "in vitro" de Fox [Fox, 1990], en el que Direct (el cemento adhesivo experimental en este estudio), liberaba en un periodo de 20 semanas un total de unos 60 µg de flúor, cuando 1 cm de pasta dental fluorada viene a contener aproximadamente 500 µg de flúor.

En un estudio [Banks y Richmond, 1994] se examinó la eficacia de dos sellantes adhesivos frente a la aparición de manchas blancas en el tratamiento de ortodoncia con aparatología fija. El primero de los sellantes adhesivos era un sellante-adhesivo autopolimerizable viscoso (Maximum Cure). El segundo era un sellante-adhesivo fotopolimerizable no viscoso (sellante Transbond). Se utilizaba en cada paciente un sellante-adhesivo con respecto a un control, alternadamente.

El resultado fue que el adhesivo viscoso redujo las zonas de descalcificación en un 13%, con significación estadística, frente al control. La diferencia con respecto a la resina de control del sellante Transbond no era significativa. Más del 60% de las descalcificaciones ocurrían en el área gingival de la superficie vestibular (hacia gingival del bracket). Los dientes que más frecuencia de descalcificación padecían eran los incisivos laterales y caninos superiores, así como los caninos y segundos premolares inferiores. Así, estos grupos dentarios serían los más beneficiados por la utilización de sellantes. La adición de un relleno a un adhesivo (que lo hace más viscoso) puede, no obstante, incrementar la acumulación de placa debido a una mayor rugosidad de la superficie.

Wenderoth et al [Wenderoth et al, 1999] evaluaron el efecto protector de un sellante liberador de flúor de fraguado dual a base de resina BIS-GMA con una ligera carga de relleno (Rely-a-Bond, Reliance Orthodontic Products, Inc, Itasca, Ill), frente a la formación de manchas blancas, a la irritación gingival y a la acumulación de placa durante la terapia de ortodoncia fija.

El sellador se ponía alrededor del bracket una vez que éste era pegado. El periodo de observación varió entre 5 y 18 meses. El estudio de incidencia de manchas blancas se hizo mediante fotografías intraorales evaluadas a ciego por 7 observadores. También se realizaron índices gingivales y de placa inicialmente y cada 6 meses. Finalmente, no se encontraron diferencias significativas en ninguno de los tres aspectos entre los dientes en los que se aplicaba sellante liberador de flúor y en los que solamente se cementaban los brackets.

Normalmente el flúor se libera en mayor medida en los primeros días y, en algunos casos, puede ser medido en pequeñas cantidades después de 2 ó 3 meses. La asociación entre estas pequeñas cantidades de flúor liberado y la protección frente a la desmineralización del esmalte es sobre todo una cuestión especulada en la publicaciones: Se establece que la disminución en la incidencia de descalcificaciones puede ser el resultado de la disponibilidad de bajas concentraciones de ion flúor, o puede ser el resultado de cambios iniciales en la superficie del esmalte que ocurren en el momento en el que la concentración de flúor es alta.

Mandall et al [Mandall et al, 2002] encontraron menos lesiones por descalcificación en los casos cementados con compómeros que en los casos cementados mediante composites.

Chatzistabrou et al [Chatzistavrou et al, 2010] han demostrado una estadísticamente significativa mayor cantidad de flúor en esmalte a 2 μ m de profundidad bajo brackets adheridos con cemento de vidrio ionómero (Fuji I, de GC) frente a resinas compuestas convencionales (Transbond XT, de 3M). El estudio se realizó “in vivo” sobre premolares a los que se cementaban brackets, y después de 6 meses eran extraídos y analizados con microscopía electrónica.

4.4. Estudios “in vitro” sobre fuerza de adhesión.

Por otro lado, se han realizado algunos estudios para determinar si la fuerza de adhesión de los materiales liberadores de flúor es equiparable con la fuerza de otros materiales de adhesión convencionales en este sentido.

En esta línea, Sinha et al [Sinha et al, 1997], en un estudio “in vitro” sobre incisivos bovinos, probaron la eficacia en la adhesión, a la vez que observaron el índice ARI, de varios sistemas adhesivos. Compararon dos sistemas adhesivos fotopolimerizables liberadores de flúor con 5 sistemas fotopolimerizables convencionales, por un lado. Y por otro, compararon un sistema adhesivo fotopolimerizable liberador de flúor con 6 sistemas adhesivos fotopolimerizables convencionales. En los adhesivos fotopolimerizables, uno de los sistemas demostró una resistencia al descementado superior al resto de fotopolimerizables (estadísticamente significativa frente a dos de los convencionales). Con respecto a los autopolimerizables, no había diferencias entre ellos. En cuanto al ARI, dos de los sistemas liberadores de flúor mostraron índices ARI significativamente más bajos que el resto de los adhesivos.

Mandall et al [Mandall et al, 2002] no encontraron diferencias en la fuerza adhesiva entre compómeros y composites.

Valleta et al [Valleta et al, 2007] encontró que las fuerzas de adhesión de resinas compuestas (Concise, Transbond) eran significativamente superiores a las obtenidas con cemento de vidrio modificado por resinas (Fuji Ortho).

Lodaya et al [Lodaya et al, 2011] no encontraron diferencias significativas en la fuerza de descementado de brackets por cizallamiento, entre un sistema adhesivo de composite autopolimerizable (Ortho One, de Bisco) y dos sistemas adhesivos de composite autopolimerizable liberadores de flúor (Tru-bond, de C Dent, y Rely-a-bond fluorado, de Reliance).

4.5. Estudios sobre adhesivos utilizados en el presente estudio.

Existen algunos estudios específicos, al respecto de alguno de los sistemas adhesivos liberadores de flúor que probaremos en nuestro estudio. Destaca la cantidad de trabajos que se vienen haciendo acerca del sellante Proseal.

Soliman et al [Soliman et al, 2006] realizaron un trabajo “in vitro” en el que midieron la cantidad de iones de flúor que dispersaba un adhesivo liberador de flúor (Proseal) durante un periodo de 17 semanas y determinaron también la capacidad de recarga este adhesivo cuando se introducían en el medio nuevos iones de flúor. Para ello utilizaron probetas en forma de discos de 1 mm de grosor y 5 mm de diámetro, 10 hechas con Proseal y 10 hechas con un adhesivo habitual (no liberador de flúor), y cada una de ellas se metía en 0,5 ml de agua destilada. Efectivamente, este adhesivo liberaba cantidades de flúor que iban siendo menores con el transcurso de las semanas (de $0,074 \pm 0,04$ ppm/semana/mm² en la primera semana a $0,015 \pm 0,017$ ppm/semana/mm² -ppm = partes por millón- en la decimoséptima semana). Después de la recarga mediante flúor-fosfato acidulado (ion flúor al 1,23%), la liberación de flúor en la primera semana fue de $0,354 \pm 0,095$ ppm/semana/mm² y fue decreciendo hasta los $0,014 \pm 0,009$ ppm/semana/mm² ocho semanas después. Sin embargo, los discos hechos con el otro material obviamente no liberaron flúor, pero tampoco demostraron capacidad de carga con iones de flúor.

Se midió también la recarga de iones mediante cepillado con pasta dental fluorada (fluoruro sódico al 0,24%) y, una semana después de su utilización, se vio que la liberación de iones flúor al medio había sido de $0,007 \pm 0,004$ ppm/semana/mm². Pero también es cierto que el cepillado dental se realiza en condiciones normales un mínimo de 2-3 veces por día en pacientes que llevan ortodoncia fija.

En 2005, Bishara et al [Bishara et al, 2005] realizaron un estudio “in vitro” sobre 60 dientes, divididos en 3 grupos, en el que se midió la fuerza de adhesión de los brackets al esmalte utilizando en el grupo control un sistema adhesivo de composite fotopolimerizable, y en los otros dos grupos el mismo cemento adhesivo pero sustituyendo la resina líquida por una resina liberadora de flúor (Proseal, de Reliance). En uno de los grupos experimentales se procedió según indica el fabricante de Proseal, es decir, se fotopolimerizó la resina líquida inicial (liberadora de flúor) en un primer paso, después se adhirió el bracket con el composite y se volvió a aplicar la lámpara para polimerización de éste. En el otro grupo, la polimerización de la resina sellante con flúor se realizó una vez aplicado el bracket con el composite (en un solo paso). Los resultados mostraron que no había diferencias estadísticamente significativas entre las fuerzas de adhesión en los tres grupos.

Cain et al [Cain et al, 2005] realizaron un estudio “in vitro” con 40 muestras (dientes extraídos) para evaluar si existía disminución de la descalcificación alrededor de determinados agentes adhesivos / sellantes, concretamente Light Bond, de Reliance (resina compuesta que libera flúor) y Proseal, de Reliance (agente adhesivo que lleva cemento de vidrio ionómero).

Se expuso a dientes cubiertos con estos productos excepto en una “ventana” a saliva artificial y a solución cariogénica en periodos de 14 días respectivamente, y después en un nuevo ciclo de 7 días por cada una de las soluciones. Ambos productos consiguieron una reducción significativa de la profundidad de las desmineralizaciones en el esmalte adyacente no tratado, pero el producto Proseal fue superior.

Otro estudio interesante es el que realizaron en 2005 Hu y Featherstone [Hu y Featherstone, 2005]. Compararon dos protocolos preventivos frente a manchas blancas, uno de ellos en relación con el adhesivo Proseal. El protocolo 1 consistió en cubrir las superficies dentales que fueran a llevar brackets o bandas con un sellante a base de resina fotopolimerizable con relleno (Proseal, de Reliance). En el experimento grababan toda la superficie vestibular con ácido fosfórico al 37% durante 30 segundos, y después extendían bien el sellante para después fotopolimerizarlo. El protocolo 2 era aplicar un barniz de fluoruro de sodio al 5% (Cavity-Shield, de Omnii Pharmaceuticals).

El estudio se realizó “in vitro” sobre 50 dientes extraídos, y se observó su grado de mineralización después de 14 días sumergidos cíclicamente en soluciones desmineralizante (6 horas) y remineralizante (13 horas), y a 37°C. En esos días los dientes eran cepillados con un mecanismo electrónico. La desmineralización en el grupo de Proseal fue significativamente menor (mucho menor, además, un 98% menos) que en resto de los dientes control (sin grabado ni sellante). En los dientes que fueron cubiertos por barniz de flúor se encontró un 30% menos de desmineralización que en los controles.

Un resultado también bastante notable en lo relativo a la bondad de Proseal para prevenir descalcificaciones en el esmalte lo obtiene también en un estudio “in vitro” Rosang [Rosang, 2005].

Tanto el fabricante de Proseal, Reliance, como Bishara et al [Bishara et al, 2005] describen una serie de características especiales del producto, aparte de su contenido / liberación de flúor:

- Polimeriza al 100%, sin capa inhibida: Según el fabricante esto previene la microfiltración ya que se consigue una superficie muy lisa y dura. Así se consigue una buena protección del esmalte y, al crearse una superficie tan lisa, la higiene de la zona es más fácil. Además, se sabe que la filtración bajo materiales de adhesión disminuye significativamente las fuerzas de adhesión de los mismos [Abdelnaby YL y EE Al-Wakeel, 2010a].
- Alto contenido en relleno: El relleno favorece la resistencia al desgaste por el cepillado y por la acción de los fluidos orales.
- Fluorescencia: Proseal contiene un agente fluorescente que favorece la monitorización del producto (por ejemplo, en el momento de su retirada).
- Espectro concreto de longitud de onda en la luz para polimerizar: Es necesario que la lámpara de polimerizar emita una alta intensidad en el espectro de entre 390 nm y 440 nm de longitud de onda. Debe tenerse en cuenta que muchas lámparas tipo LED no están programadas para generar alta intensidad a estos niveles de longitud de onda.
- Alta compatibilidad: Este adhesivo es muy versátil, pues puede utilizarse virtualmente con cualquier tipo de cemento para brackets (fotopolimerizable, autopolimerizable, dual). Algunos cementos requerirán adaptaciones especiales en la técnica de aplicación al utilizarse con Proseal, como por ejemplo, el cemento autopolimerizable de composite Rely-A-Bond que, para su polimerización, necesita entrar en contacto con un activador que está contenido en el imprimador (primer) propio.
- Espesor de capa: Se ha estimado que la profundidad de una capa de Proseal está en torno a los 30 μm . La abrasión típica de las resinas adhesivas sobre esmalte es de unas 5 μm por año. Por ello se concluye que la capa de Proseal podría durar unos 6 años. Cady y Rueggeberg [Cady y Rueggeberg, 2005] realizaron un estudio sobre superficie de esmalte bovino al que se adhería Proseal, y observaron que, después de una simulación de cepillado correspondiente a 36 meses, todavía quedaba material: Es más, no se apreciaba un desgaste significativo del producto Proseal después de todos esos meses.

Lowder et al [Lowder et al, 2008] realizaron un estudio “in vitro” sobre premolares humanos para determinar la fuerza de adhesión de brackets cementados con Proseal como resina líquida, en combinación con diferentes cementos adhesivos (Transbond XT –de 3M-, Blugloo –deOrmco-, Light Bond –de Reliance- y APC Plus –de 3M-). Como controles se tuvieron los sistemas (resina líquida + cemento adhesivo) Transbond XT y Blugloo. Los valores de fuerza de descementado fueron algo menores en los grupos adheridos con Proseal que en los grupos control, pero siempre mayores de 10 MPa, salvo en el caso de la combinación Proseal + Light Bond, que alcanzó una media de 15,9 MPa, la mayor de todos los grupos estudiados: Podría explicarse por la afinidad química de ambos materiales, dado que son de la misma casa comercial (Reliance).

Pratt et al [Pratt et al 2010], en un estudio “in vitro” sobre molares humanos, encontraron útiles Proseal y Light Bond como protectores frente a las descalcificaciones del esmalte. Además comprobaron como con un enjuague de fluoruro sódico al 0,05% se aumentaba la eficacia anti manchas blancas, tanto para Proseal como para Light Bond. Ambas resinas líquidas contienen flúor.

Los productos Fluorsure y Assure, por el contrario, no parecen tener bibliografía específica asociada.

Vamos a ver a lo largo de la discusión y en el cuadro del Apéndice 2 como sí hay bastantes estudios que hacen referencia tanto a la resina líquida como al sistema resina líquida / cemento adhesivo Transbond XT. Muchas veces este material sirve como referencia de control, al igual que en el presente estudio.

Sí hay algunos artículos de los que se puede sacar información sobre la fuerza de descementado de brackets mediante cizallamiento para el adhesivo Ortho Solo: Por ejemplo, Sfondrini et al [Sfondrini et al, 2011] obtienen valores de entre 11,8 MPa y 19,75 MPa.

En cuanto al adhesivo de autograbado Transbond Plus Self Etching hay algunos artículos que definen las fuerzas de cizallamiento necesarias para el descementado de brackets. Por ejemplo, el trabajo de Mansour et al [Mansour et al, 2011] sobre 41 dientes bovinos a los que se cementaron brackets con Transbond Plus Self Etching, obteniendo una fuerza media de adhesión de 24,64 MPa. O los artículos de Abdelnaby y Al-Wakeel, en los que se obtienen fuerzas de adhesión de 10,6 MPa [Abdelnaby y Al-Wakeel, 2010a] y 7,8 MPa [Abdelnaby y Al-Wakeel, 2010b].

JUSTIFICACIÓN

En el tratamiento de ortodoncia, como en tantos otros tratamientos, es preciso tomar algunas medidas para que no haya efectos colaterales, que puedan alejarnos de los objetivos de tratamiento.

Los tratamientos de ortodoncia, en comparación con otros tratamientos odontológicos que temporalmente se reducen a un acto médico, son largos.

Existen dos complicaciones principales derivadas del tratamiento de ortodoncia, a saber:

- Descalcificaciones dentarias: Pueden considerarse también lesiones de caries incipiente en el esmalte, lesiones de mancha blanca.
- Gingivitis: Con una variante relativamente común en los pacientes con aparatología ortodóncica fija, especialmente niños y adolescentes, que consiste en una cronificación de las lesiones en forma de agrandamientos gingivales.

La responsabilidad de estos efectos colaterales podría ser compartida entre el profesional y el paciente. Pero el profesional depende en gran medida del paciente para llevar a buen término su tratamiento sin que se hayan producido efectos colaterales deletéreos.

Por otro lado, la disciplina ortodóncica está íntimamente ligada con la estética. La posibilidad de que después de un laborioso y costoso tratamiento de ortodoncia, que tenía entre sus objetivos una mejoría de la estética de la sonrisa, puedan quedar secuelas como las manchas blancas en los dientes por descalcificaciones, parece inaceptable. Por ello, el convencimiento de que se debe buscar la excelencia para los tratamientos de ortodoncia ha sido un revulsivo para la elaboración de este trabajo.

El presente estudio se engloba en un proyecto de mejora del protocolo preventivo en el tratamiento de ortodoncia. Una de las características deseables para este protocolo sería el mayor control posible por parte del profesional: Parece conveniente que el profesional asegure en todo lo posible la prevención durante el tratamiento de sus pacientes. Para ello son de gran ayuda medidas concretas como la que se relaciona con el presente estudio.

Asimismo, este trabajo podría servir como punto de partida para otros estudios posteriores.

HIPÓTESIS DE TRABAJO

La mayor incidencia en la formación de manchas blancas en dientes de pacientes tratados con aparatología multibrackets es una realidad que conviene prevenir.

El flúor es un agente preventivo frente a la aparición de mancha blanca y caries. Se ha demostrado la liberación efectiva de flúor desde materiales dentales restauradores.

Si la comparación “in vitro” de las fuerzas de adhesión de brackets a esmalte mediante adhesivos liberadores de flúor resultara tan eficaz como la que se consigue con un adhesivo contrastado, de uso común, tendríamos más argumentos para recomendar la utilización de aquéllos, pues podrían suponer una ayuda más en la prevención frente a la formación de manchas blancas en dientes portadores de aparatología ortodóncica fija.

OBJETIVOS

1. GENERAL.

1.1. Comparar la eficacia en la adhesión de brackets a esmalte entre adhesivos liberadores y adhesivos no liberadores de flúor.

2. ESPECÍFICOS.

2.1. Medir la fuerza de adhesión, mediante pruebas de resistencia a las fuerzas de cizalla (shear bond strength), de brackets metálicos cementados sobre esmalte utilizando como variable la utilización de siete adhesivos diferentes: Dos adhesivos fotopolimerizables convencionales, de grabado total en dos pasos (Transbond XT y Assure), utilizados como controles, frente a cinco adhesivos liberadores de flúor a estudio: Un adhesivo fotopolimerizable hidrófilo de grabado total en dos pasos (Ortho Solo), dos adhesivos fotopolimerizables hidrófobos de grabado total en dos pasos (Proseal y Fluorsure), y dos adhesivos fotopolimerizables de autograbado (Transbond Plus Self Etching y Futurabond DC).

2.2. Objetivar la fuerza de adhesión en dos momentos: Inicialmente, no más de una hora después de la adhesión, y después de una semana (168 horas).

2.3. Comparar las fuerzas de adhesión obtenidas con los diferentes materiales y en los diferentes momentos de experimentación, utilizando dos tipos de métodos estadísticos: Por un lado, métodos estadísticos convencionales, y por otro, un método específico de la ingeniería de materiales, el módulo de Weibull.

2.4. Evaluar el tipo de rotura de la unión bracket-esmalte que tiene lugar en cada caso, tras la realización de los ensayos de tracción.

2.5. Valorar el comportamiento mecánico de los adhesivos de autograbado frente a los adhesivos de grabado convencional.

MATERIAL Y MÉTODO

Para la realización de este trabajo se partió de una revisión de la literatura existente para conocer el estado actual de la ciencia en lo relativo a adhesión en ortodoncia, a descalcificaciones del esmalte durante el tratamiento de ortodoncia con aparatología fija y su prevención, y a los materiales liberadores de flúor.

Como punto de partida se hizo una búsqueda bibliográfica a través de Internet, mediante Pubmed (www.pubmed.com), un servicio de la Biblioteca Nacional de Medicina (NLM) y de los Institutos Nacionales de Salud (NIH) de los Estados Unidos de América. Para las búsquedas iniciales se colocaron como términos clasificados en la base de datos MeSH (Medical Subject Heading Terms) los siguientes: orthodontic brackets AND resin cements. Después se hizo otra búsqueda con: fluoride AND resin cements AND orthodontic brackets.

A partir de ahí se seleccionaron diversos artículos, que se obtuvieron mayoritariamente a través de la Hemeroteca de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid. De la bibliografía de estos artículos se obtuvo una nueva tanda de trabajos que, aunque más antiguos, parecían artículos / libros básicos para poder comprender la evolución y el estado actual de los diferentes temas que ya se mencionaron.

También se ha obtenido bibliografía por consulta de la Fundación Cochrane.

Después se procedió a la fase experimental, que se detallará a continuación, y después se elaboraría el presente trabajo escrito.

1. MUESTRAS.

Para este trabajo se utilizaron incisivos definitivos extraídos en diferentes consultorios dentales, principalmente en servicios de odontología de centros de salud. Las causas de las exodoncias eran periodontitis o caries.

Los dientes extraídos se depositaban en una solución de cloruro de cetilpiridinio al 0,1% en agua destilada a temperatura ambiente, para su conservación en un medio líquido, de pH neutro y con propiedades antisépticas [Ziskind et al, 2003]. El tiempo máximo en el que los dientes permanecieron inmersos en esta solución fue de 4 semanas.

Una vez recopilados todos los dientes de los diferentes centros sanitarios, se contaron 327 especímenes.

Mediante tiras colorimétricas (figura 2), se midió el pH en cada uno de los botecillos en los que se contenían los dientes. El pH de las soluciones para almacenamiento de dientes era de 7 en todos los botecillos.



Figura 2. **Tiras colorimétricas para el control del pH.**

Después se examinaron visualmente los 327 especímenes para comprobar si eran aptos para nuestro trabajo, para lo cual debían cumplir dos requisitos:

- Ser incisivos permanentes.
- No estar excesivamente deteriorados:
 - Superficie vestibular con un tamaño al menos algo mayor que el de la superficie del bracket tipo botón lingual que se iba a utilizar ($7,07 \text{ mm}^2$). Esta valoración se hizo con ayuda de un calibre que marcaba 3 mm, es decir, el diámetro de la base de los brackets que emplearíamos después. Algunos dientes estaban muy desgastados, o bien tenían caries o cálculo que afectaba a la superficie vestibular. Por tamaño se descartaron 57 dientes.
 - Ausencia de restauraciones en la cara vestibular: Por este motivo se descartaron 5 dientes.

- Sin alteraciones estructurales de la superficie del esmalte vestibular: Por este motivo fueron descartados 3 dientes.
- Sin alteraciones del color en la superficie del esmalte vestibular: 10 dientes tenían una coloración oscura, y fueron descartados.

Finalmente, se tuvieron 252 dientes que cumplían todos los requisitos.

Los dientes válidos se fueron clasificando por grupos dentarios: Incisivos centrales superiores (ICS), incisivos laterales superiores (ILS), incisivos centrales inferiores (ICI) e incisivos laterales inferiores (ILI). Había 37 ICS, 32 ILS, 34 ICI y 149 ILI.

Las muestras se distribuyeron para formar 14 grupos de experimentación, con n=18 cada uno:

- Grupo A1: Ortho Solo (adhesivo) y Transbond (cemento). Despegado de brackets “inmediato”.
- Grupo A2: Ortho Solo (adhesivo) y Transbond (cemento). Despegado de brackets a los 7 días (168 horas).
- Grupo B1: Proseal (adhesivo) y Transbond (cemento). Despegado de brackets “inmediato”.
- Grupo B2: Proseal (adhesivo) y Transbond (cemento). Despegado de brackets a los 7 días (168 horas).
- Grupo C1: Fluorsure (adhesivo) y Transbond (cemento). Despegado de brackets “inmediato”.
- Grupo C2: Fluorsure (adhesivo) y Transbond (cemento). Despegado de brackets a los 7 días (168 horas).
- Grupo D1: Transbond Plus Self Etching (adhesivo) y Transbond (cemento). Despegado de brackets “inmediato”.
- Grupo D2: Transbond Plus Self Etching (adhesivo) y Transbond (cemento). Despegado de brackets a los 7 días (168 horas).
- Grupo E1: Futurabond DC (adhesivo) y Transbond (cemento). Despegado de brackets “inmediato”.
- Grupo E2: Futurabond DC (adhesivo) y Transbond (cemento). Despegado de brackets a los 7 días (168 horas).
- Grupo F1: Control 1 (Assure –adhesivo- y Transbond –cemento-). Despegado de brackets “inmediato”.

- Grupo F2: Control 1 (Assure –adhesivo- y Transbond –cemento-). Despegado de brackets a los 7 días (168 horas).
- Grupo G1: Control 2 (sistema Transbond XT). Despegado de brackets “inmediato”.
- Grupo G2: Control 2 (sistema Transbond XT). Despegado de brackets a los 7 días (168 horas).

Es decir, los grupos 1 fueron procesados en la máquina de ensayos mecánicos en un primer tiempo experimental (T1), nunca más de una hora después de haber sido adheridos. Los grupos 2, en cambio, fueron conservados en un medio líquido, en estufa a 37°C, durante 7 días (T2), y una vez pasado ese tiempo se hicieron los ensayos de descementado mediante fuerzas de cizalla.

Para conseguir la mayor homogeneidad posible en las muestras, la distribución de dientes en cada uno de estos grupos se realizó atendiendo a criterios de estratificación y azar (ver tabla 3). Así, en cada una de las 14 muestras siempre había 2 incisivos centrales superiores (ICS), 2 incisivos laterales superiores (ILS), 2 incisivos centrales inferiores (ICI) y 10 incisivos laterales inferiores (ILI), que se habían ido distribuyendo al azar. Debido a que no se disponía de un número exacto de cada grupo dentario como para que todas las muestras tuvieran la misma composición en estratos, con los 28 dientes “impares” restantes se hicieron 2 grupos (uno con 9 ICS, 4 ILS y 1 ILI, y otro con 8 ILS y 6 ICI): De cada uno de estos dos grupos se destinó al azar un diente a cada muestra.

Tabla 3. **Estratificación de los dientes.** De cada grupo dentario (ICS, ILS, ICI, ILI) se hicieron subgrupos de 14 dientes para ser distribuidos al azar entre los 14 grupos de experimentación (A1, A2, B1, B2, C1, C2, D1, D2, E1, E2, F1 y F2). Los restantes dientes se distribuyeron en otros dos subgrupos de 14 dientes cada uno que, a su vez, se repartieron al azar entre las muestras de experimentación.

ICS	ILS	ICI	ILI
14	14	14	14
14	14	14	14
9	4	6	14
			14
			14
			14
			14
			14
			14
			9
37	32	34	149

Una vez realizada esta selección y clasificación, los dientes volvieron al medio húmedo, ahora ya distribuidos por grupos de experimentación.

2. MATERIALES.

2.1. Adhesivos.

Todos los adhesivos utilizados tienen como componente principal los monómeros de dimetacrilato. Los adhesivos fueron los siguientes:

- Adhesivo fotopolimerizable fluorado Ortho Solo (Sybron Ormco): Contiene alquil-dimetacrilatos (60-80%) y entre ellos 2-hidroxietil-metacrilato –HEMA- (30-35%) y 4-metoxifenol –MEHQ- (<1%), alcohol etílico (1-5%), **hexafluorosilicato disódico** (0.8-1.2%), además de rellenos y pigmentos inertes (vidrio de bario aluminoborosilicato [14-24%], dióxido de silicio [2-10%]).
- Adhesivo fotopolimerizable fluorado Proseal (Reliance): Proseal contiene etoxi-bisfenol-A diacrilato (10-50%), uretano acrilato ester (10-40%) y polietilenglicol diacrilato (10-40%). El contenido de flúor lo aporta un relleno de polvo de vidrio ionómero.
- Adhesivo fotopolimerizable fluorado Eagle Fluorsure (American Orthodontics): Contiene 0.31% de **fluoruro sódico** que puede filtrarse al medio. También está ligeramente relleno con una mezcla de sílice y vidrio para mejorar la resistencia a la abrasión.
- Adhesivo fotopolimerizable fluorado autograbante Transbond Plus Self Etching (3M Unitek): Este producto se presenta en dosificadores monodosis con dos componentes que deben mezclarse en el momento de su utilización. Está compuesto de derivado de ester-metacrilato (75-85%), agua (15-25%), DL-camforoquinona (<1%) y **hexafluorotitanato de dipotasio** (<0.2%).
- Adhesivo fotopolimerizable fluorado autograbante Futurabond DC (Voco): Es realmente un adhesivo dual (auto y fotopolimerizable) reforzado con nano-partículas para una adhesión más duradera. Este producto se presenta en dosificadores monodosis con dos componentes que deben mezclarse en el momento de su utilización. Cuenta con monómero adhesivo ácido (50-100%), bisfenol-A glicidil metacrilato –BIS-GMA- (5-10%) y 2-hidroxietil-metacrilato –HEMA- (5-10%).
- Adhesivo fotopolimerizable Assure (Reliance): Contiene bifenil dimetacrilato (>10%), 2-hidroxietil-metacrilato –HEMA- (>10%) y acetona (>40%).

Fue elegido como control pues, además de ser un adhesivo más o menos conocido y generalizado, tiene la peculiaridad de estar reforzado (o “mejorado”) en sus capacidades adhesivas.

- Adhesivo fotopolimerizable Transbond XT (3M Unitek): Se eligió para el grupo control al ser un adhesivo contrastado y generalizado en las clínicas de ortodoncia. Además, el cemento de composite que se iba a utilizar complementaba a este adhesivo, ya que éste es el adhesivo que forma parte del sistema Transbond XT.

El adhesivo Transbond XT se compone de bisfenol-A diglicidil eter dimetacrilato (45-55%), trietilenglicol dimetacrilato (45-55%) y DL-canforoquinona (<5%).

Los porcentajes exactos de los componentes de estos productos son secreto comercial.

2.2. Brackets.

Los brackets que se utilizaron en esta experiencia fueron botones linguales con base redonda (Leone, F9060-00), con un diámetro de 3 mm y un superficie de la base de 7,07 mm² (datos del fabricante). Se utilizaron estos tipo botón porque, al ser de base plana, casaban perfectamente con las superficies de esmalte que habíamos preparado. Además, los brackets fueron tipo botón para conseguir que la aplicación de la fuerza de descementado fuera puntual, y de esta manera reducir posibles errores debidos a diferentes direcciones en las fuerzas de descementado entre las diferentes muestras.

La medida del área de la base (del bracket) es importante para el cálculo de la presión, pues las mediciones del descementado de brackets mediante la máquina de ensayos mecánicos vienen dadas en unidades de fuerza, y los resultados del estudio se expresarían en unidades de presión (mega-Pascales, MPa). La elección de medidas de presión para los resultados se hizo acorde con la mayoría de los estudios previos y según la especificación técnica ISO/TS 11405:2003(E).

2.3. Lámpara de polimerizar y radiómetro.

Para la polimerización, se utilizó una lámpara de luz halógena (Elipar 2500, modelo 5560 AH, de 3M Espe). Mediante un radiómetro, se midió la longitud de onda de la luz emitida por la lámpara en diferentes disparos, y se cifró en 520-580 mw/mm². (Figura 3).



Figura 3. Lámpara de polimerización y radiómetro.

2.4. Máquina universal de ensayos mecánicos.

Para realizar las pruebas de descementado de brackets, se utilizó una máquina de ensayos mecánicos modelo Hounsfield H5000M (Croydon, England, UK), provista de una célula de carga de 500 Newtons. La máquina Hounsfield se gobernaba a través de un ordenador personal IBM, mediante el programa informático Tracción-Tens Mx-3. (Figura 4). Para la realización de los ensayos se incorporaron en el programa los siguientes datos:

- Rango de carga de 500 Newtons (N): Se refiere al intervalo de fuerza que puede recoger la célula de carga que habíamos instalado en la máquina. La cantidad de 500 N sería la máxima magnitud recogida en el eje de ordenadas de la gráfica de tensión-deformación.
- Rango de extensión de 10 mm: Define el intervalo de longitud de desplazamiento realizada por el brazo inferior móvil de la máquina. Este dato queda registrado en el eje de abscisas de la gráfica, con un límite máximo de 10 mm.
- Velocidad de desplazamiento del brazo activo de la máquina de 1 mm/min.



Figura 4. Máquina de ensayos mecánicos modelo Hounsfield H5000M.

El dispositivo mediante el cual se iban a despegar los brackets era una pieza tipo cizalla, que empujaría los botones en sentido ocluso-gingival. (Figura 5).

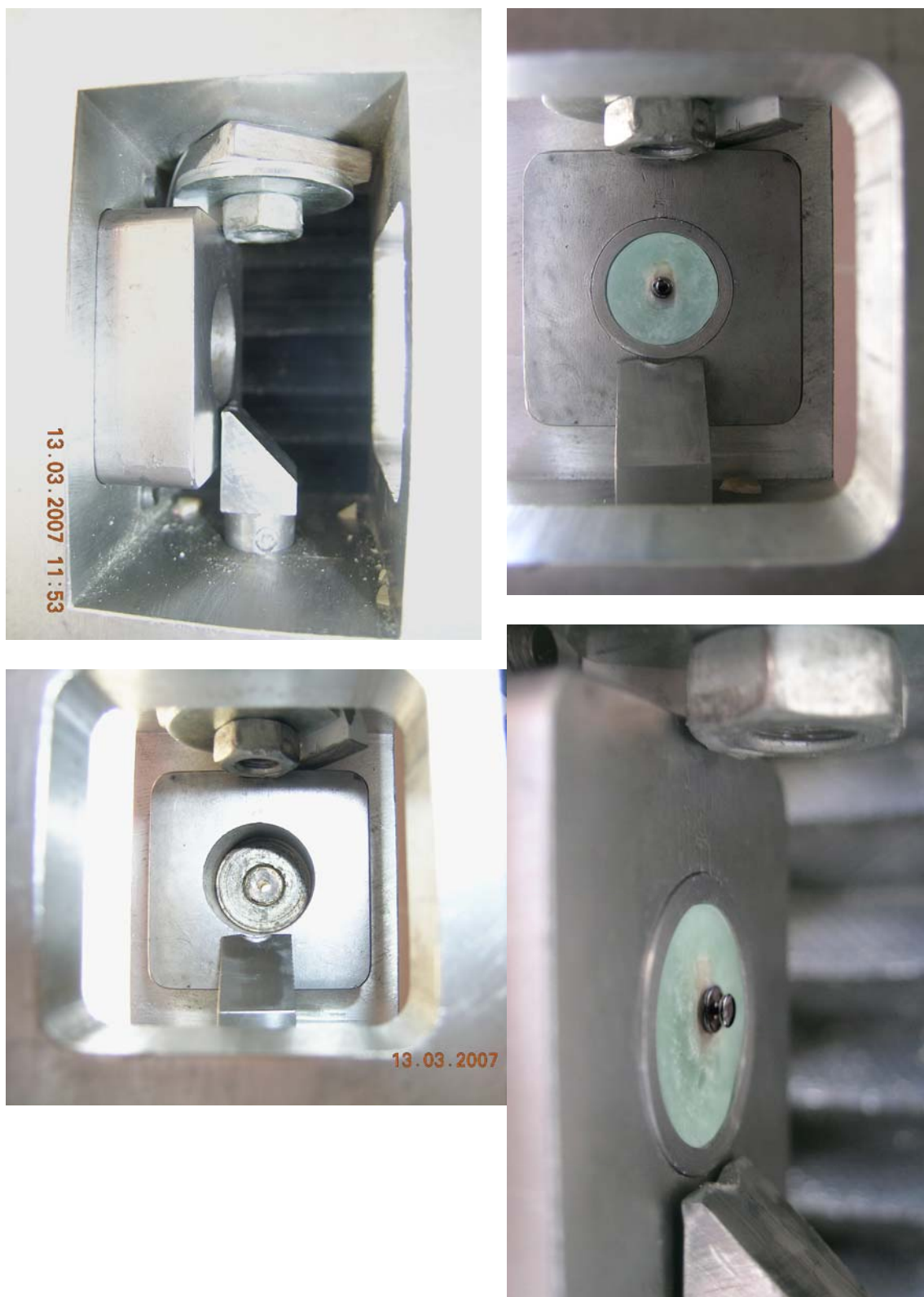


Figura 5. Máquina de ensayos mecánicos modelo Hounsfield H5000 M (detalles). Cizalla. Probeta montada.

2.5. Material y equipamiento para recolección y mantenimiento de las muestras:

- Solución de cloruro de cetilpiridinio al 0,1%.
- Agua mineral Solán de Cabras.
- Botes de vidrio.
- Tiras colorimétricas Nahita para medición del pH.
- Estufa de laboratorio.

2.6. Material e instrumental para el montaje de dientes en acrílico:

- Anillos de acero de 15 mm de diámetro.
- Fresa diamante Komet 6909-040 para cortar dientes.
- Vaso de vidrio para mezclar acrílico.
- Acrílico Special Tray, de Dentsply.
- Vaselina pura, a modo de separador del acrílico.

2.7. Material y equipamiento para la preparación de las superficies dentales a utilizar:

- Máquina de pulido de laboratorio con lija circular.
- Lija circular de grano P600, de 3M.
- Copas de goma.
- Pasta de profilaxis Detartrine.
- Jeringa de aire y agua.

2.8. Otros materiales, instrumental y equipamiento para la adhesión:

- Gel grabador de ácido fosfórico al 37% Dentaflux.
- Cemento de composite del sistema Transbond XT, de 3M Unitek.
- Pinza porta-brackets con aplique posicionador de Dentaaurum.
- Pinceles.
- Jeringa de aire y agua.
- Cronómetro.

3. METODOLOGÍA.

Una vez se hubieron seleccionado y ordenado todos los dientes que se iban a utilizar, se procedió a cortarlos para desechar las raíces y obtener únicamente las coronas (figura 6).



Figura 6. **Cortado de los dientes.** Para obtener las coronas dentarias.

Después se realizó el montaje de cada una de las coronas en cilindros macizos de acrílico autopolimerizable, de modo que la superficie vestibular de las coronas estuviera expuesta y centrada en una de las bases del cilindro. Estos cilindros de acrílico en los que quedaba embebida cada una de las coronas, se conformaban con la ayuda de un cilindro hueco y abierto por sus bases, de acero, que serviría también como pieza de ensamblaje para la máquina de ensayos mecánicos (figura 7).

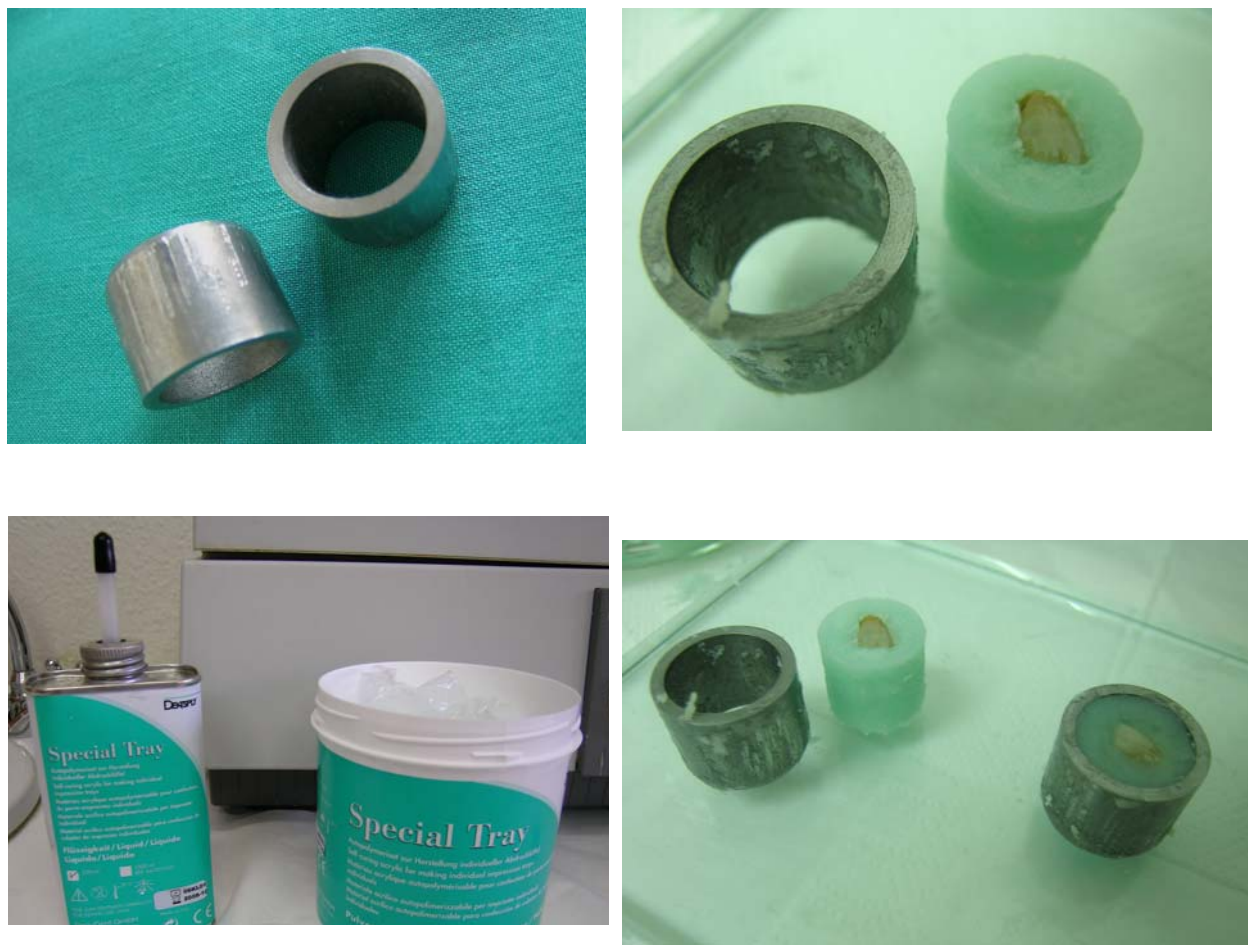


Figura 7. **Montaje de las probetas.** Cilindros, acrílico autopolimerizable utilizado y proceso.

Los cilindros con las coronas montadas (que llamaremos probetas) se mantuvieron en medio líquido hasta el momento en el que se realizó la adhesión de los brackets en las superficies vestibulares de dichas coronas. (Figura 8). Pero el líquido de almacenamiento a partir de este momento ya no fue cloruro de cetilpiridinio al 0,1%, sino agua mineral con un pH aproximado de 7 (Solán de Cabras). Se pretendió de esta manera aclarar las muestras de la solución anterior y mantenerlas unas horas en un medio químicamente más parecido al bucal.

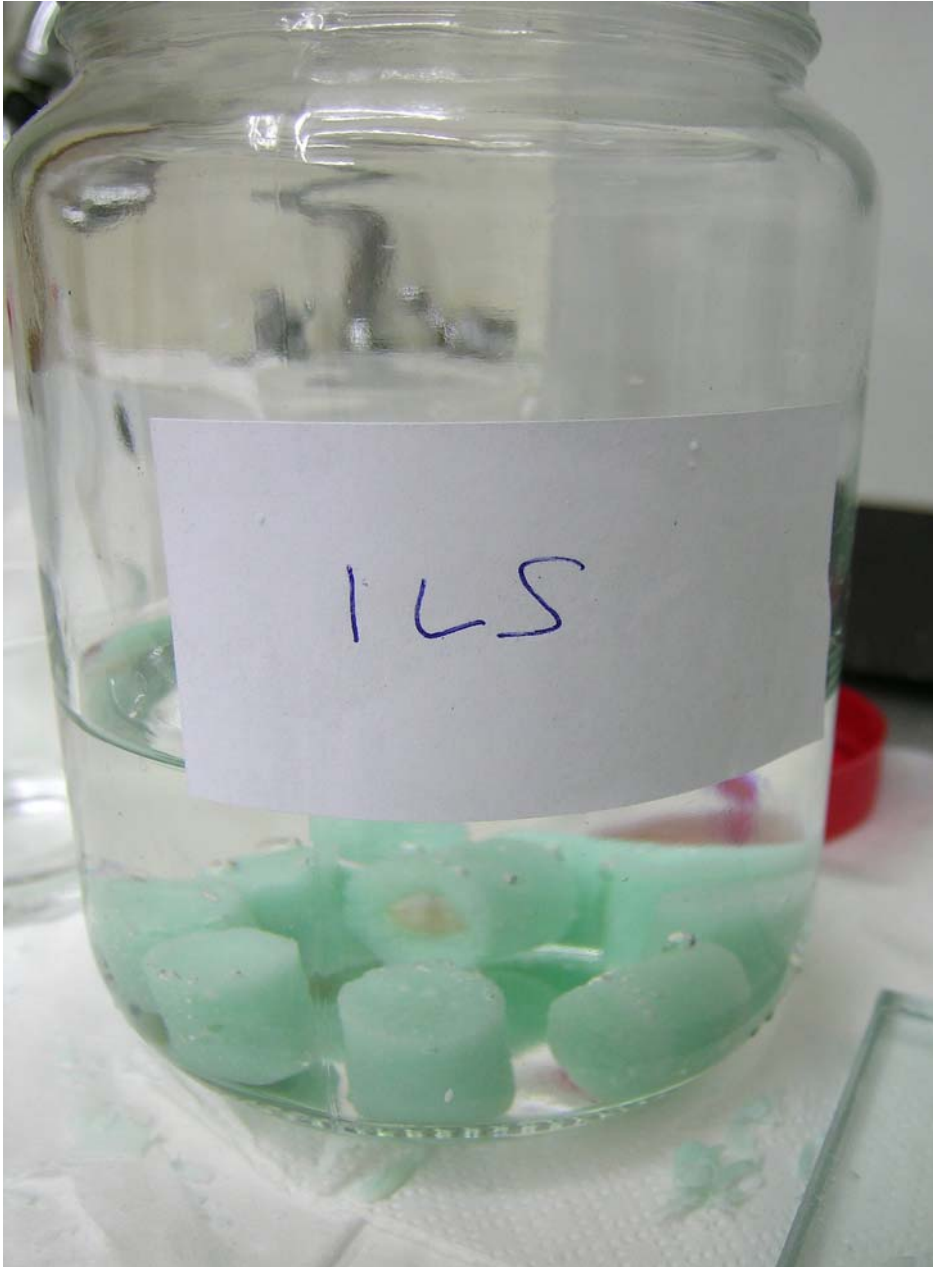


Figura 8. **Conservación de las probetas.** En medio líquido.

El pH de este medio líquido de conservación se controló periódicamente durante el resto del estudio para valorar si existían cambios, pero no fue así. El pH, pues, se mantuvo neutro.

Para homogeneizar la superficie de las probetas todo lo posible, y atendiendo a la especificación técnica para tests de adhesión a la estructura dental, norma ISO/TS 11405:2003(E) [ISO/TS 11405:2003(E)], se hizo una última preparación antes de la adhesión de los brackets. La preparación consistió en un alisamiento de la superficie de esmalte sobre la que se iba a realizar la adhesión, de modo que todas las superficies de esmalte tuvieran una misma

forma plana. Al montar las probetas, aparte del centrado de la corona en el punto medio de la base del cilindro, también se había tenido especial cuidado en colocar la superficie vestibular de los dientes de modo que expusiera el mayor área plana posible, y así con este alisamiento se eliminaría la menor cantidad de sustancia posible, únicamente la convexidad anatómica de las coronas.

Con el alisado de las superficies de esmalte no sólo se pretendía una homogeneización morfológica de las superficies sobre las que se iban a adherir los brackets, sino una homogeneización histo-bioquímica. La procedencia de los dientes era diversa. En su mayoría de pacientes ancianos en los que hay un alto grado de materia orgánica acumulada sobre la superficie del esmalte, además de una mineralización superficial más saturada. Con el alisado, pues, no sólo se pretendía suavizar las diferencias entre los dientes de distintas personas, sino que también se intentó eliminar la fina capa más superficial en la que más se expresa la diferenciación entre dientes jóvenes y dientes viejos con el objeto de hacer más fácil la inferencia de los resultados obtenidos.

El alisado se realizó en una máquina de pulido de laboratorio para hoja de lija circular de grano P600 (grano medio de carburo de silicio) bajo irrigación constante con agua. Después cada muestra era lavada con agua y aire a presión.

Una vez tuvimos preparados las probetas y los materiales y equipamiento de experimentación, se procedió a la adhesión de brackets para los diferentes grupos de experimentación.

Siguiendo las instrucciones de los fabricantes, se realizaron los siguientes protocolos de adhesión, dependiendo de los diferentes grupos de experimentación:

- Grupos A1 y A2 (Ortho Solo):
 - Limpieza de la superficie de esmalte con copas de goma y pasta de profilaxis a base de sílice y sin flúor: Durante 5 segundos.
 - Aclarado con aire y agua: Durante 5 segundos.
 - Secado completo con aire a presión.
 - Aplicación de gel de grabado ácido (ácido fosfórico al 37%) sobre toda la superficie de esmalte expuesta en la probeta: Durante 30 segundos.
 - Aclarado con agua corriente: Durante 30 segundos.
 - Secado completo con aire a presión.

- Aplicación del adhesivo a lo largo de toda la superficie expuesta en la probeta.
- Colocación del bracket cargado con composite Transbond XT.
- Retirada del material de cementado sobrante.
- Polimerización de 10 segundos por el lado mesial y 10 segundos por el lado distal del bracket, colocando el cabezal de la lámpara lo más cerca posible de la zona a polimerizar.
- Grupos B1 y B2 (Proseal):
 - Limpieza de la superficie de esmalte con copas de goma y pasta de profilaxis a base de sílice y sin flúor: Durante 5 segundos.
 - Aclarado con aire y agua: Durante 5 segundos.
 - Secado completo con aire a presión.
 - Aplicación de gel de grabado ácido (ácido fosfórico al 37%) sobre toda la superficie de esmalte expuesta en la probeta: Durante 30 segundos.
 - Aclarado con agua corriente: Durante 30 segundos.
 - Secado completo con aire a presión.
 - Aplicación del adhesivo a lo largo de toda la superficie expuesta en la probeta.
 - Fotopolimerización durante 10 segundos.
 - Colocación del bracket cargado con composite Transbond XT.
 - Retirada del material de cementado sobrante.
 - Polimerización de 10 segundos por el lado mesial y 10 segundos por el lado distal del bracket, colocando el cabezal de la lámpara lo más cerca posible de la zona a polimerizar.
- Grupos C1 y C2 (Fluorsure):
 - Limpieza de la superficie de esmalte con copas de goma y pasta de profilaxis a base de sílice y sin flúor: Durante 5 segundos.
 - Aclarado con aire y agua: Durante 5 segundos.

- Secado completo con aire a presión.
 - Aplicación de gel de grabado ácido (ácido fosfórico al 37%) sobre toda la superficie de esmalte expuesta en la probeta: Durante 30 segundos.
 - Aclarado con agua corriente: Durante 30 segundos.
 - Secado completo con aire a presión.
 - Aplicación del adhesivo a lo largo de toda la superficie expuesta en la probeta.
 - Fotopolimerización durante 10 segundos.
 - Colocación del bracket cargado con composite Transbond XT.
 - Retirada del material de cementado sobrante.
 - Polimerización de 10 segundos por el lado mesial y 10 segundos por el lado distal del bracket, colocando el cabezal de la lámpara lo más cerca posible de la zona a polimerizar.
- Grupos D1 y D2 (Transbond Plus Self Etching):
 - Limpieza de la superficie de esmalte con copas de goma y pasta de profilaxis a base de sílice y sin flúor: Durante 5 segundos.
 - Aclarado con aire y agua: Durante 5 segundos.
 - Eliminación del exceso de agua sin secar del todo la superficie del diente.

Se utilizaron dos envases de Transbond Plus Self Etching, uno para cada mitad de la muestra (es decir, un envase por cada nueve especímenes).

- Colocación del aplicador desechable en el extremo del envase, ir presionando y doblando depósitos -evitando el reflujo- hasta que el material llegue al depósito final (donde está el aplicador desechable). Pinzar los dobleces con una pinza mosquito.
- Agitar durante 5 segundos el aplicador desechable dentro del depósito donde está ahora todo el líquido del envase.
- Sacar el aplicador desechable del envase y asegurarse de que tiene un color amarillo claro.

- Frotar con presión 5 segundos sobre cada diente con la punta del aplicador desechable. (Mojar el aplicador en el depósito después de aplicar el producto en cada pieza: La punta del aplicador debe estar saturada).
 - Aplicar aire suave durante 5 segundos en cada diente, una vez imprimados todos.
 - Colocación del bracket cargado con composite Transbond XT.
 - Retirada del material de cementado sobrante.
 - Polimerización de 10 segundos por el lado mesial y 10 segundos por el lado distal del bracket, colocando el cabezal de la lámpara lo más cerca posible de la zona a polimerizar.
- Grupos E1 y E2 (Futurabond DC):
 - Limpieza de la superficie de esmalte con copas de goma y pasta de profilaxis a base de sílice y sin flúor: Durante 5 segundos.
 - Aclarado con aire y agua: Durante 5 segundos.
 - Secado completo con aire a presión.

Se trató la muestra en dos mitades, es decir, nueve especímenes por pocillo. Los envases de Futurabond DC tienen forma de cápsula o pocillo.

- Presionar en la cápsula-pocillo.
- Introducir un aplicador perforando el pocillo por la zona de papel de plata, y agrandar el agujero con movimientos circulares para crear una mezcla homogénea.
- Aplicar el líquido sobre los dientes en una capa no demasiado fina y frotar durante 20 segundos en cada diente.
- Secar con aire durante 5 segundos en cada diente, una vez imprimados todos.
- Fotopolimerización durante 10 segundos.
- Colocación del bracket cargado con composite Transbond XT.
- Retirada del material de cementado sobrante.
- Polimerización de 10 segundos por el lado mesial y 10 segundos por el lado distal del bracket, colocando el cabezal de la lámpara lo más cerca posible de la zona a polimerizar.

- Grupos F1 y F2 (Assure):
 - Limpieza de la superficie de esmalte con copas de goma y pasta de profilaxis a base de sílice y sin flúor: Durante 5 segundos.
 - Aclarado con aire y agua: Durante 5 segundos.
 - Secado completo con aire a presión.
 - Aplicación de gel de grabado ácido (ácido fosfórico al 37%) sobre toda la superficie de esmalte expuesta en la probeta: Durante 30 segundos.
 - Aclarado con agua corriente: Durante 30 segundos.
 - Secado completo con aire a presión.
 - Aplicación del adhesivo a lo largo de toda la superficie expuesta en la probeta.
 - Volver a aplicar adhesivo a lo largo de toda la superficie expuesta en la probeta.
 - Secar con aire hasta que desaparezca el solvente, si en alguno de los dientes permanece algo de Assure en estado líquido.
 - Colocación del bracket cargado con composite Transbond XT.
 - Retirada del material de cementado sobrante.
 - Polimerización de 10 segundos por el lado mesial y 10 segundos por el lado distal del bracket, colocando el cabezal de la lámpara lo más cerca posible de la zona a polimerizar.

- Grupos G1 y G2 (Transbond XT):
 - Limpieza de la superficie de esmalte con copas de goma y pasta de profilaxis a base de sílice y sin flúor: Durante 5 segundos.
 - Aclarado con aire y agua: Durante 5 segundos.
 - Secado completo con aire a presión.
 - Aplicación de gel de grabado ácido (ácido fosfórico al 37%) sobre toda la superficie de esmalte expuesta en la probeta: Durante 30 segundos.
 - Aclarado con agua corriente: Durante 30 segundos.

- Secado completo con aire a presión.

A partir de este punto se fueron tratando las muestras una a una.

- Aplicación del adhesivo a lo largo de toda la superficie expuesta en la probeta.
- Fotopolimerización durante 10 segundos.
- Colocación del bracket cargado con composite Transbond XT.
- Retirada del material de cementado sobrante.
- Polimerización de 10 segundos por el lado mesial y 10 segundos por el lado distal del bracket, colocando el cabezal de la lámpara lo más cerca posible de la zona a polimerizar.

Cada bracket se colocaba en la corona en una posición centrada; para ello se movilizaba ligeramente una vez posado sobre la superficie de esmalte, situación que sucede también en la clínica. Una vez el bracket estaba correctamente posicionado se presionaba firmemente y se retiraba el material de cementado sobrante.

Las probetas de los grupos A2, B2, C2, D2, E2, F2 y G2 se sumergieron de nuevo en agua mineral de pH=7, y se mantuvieron en estufa a 37°C durante 168 horas (7 días). Para todas estas probetas, a lo largo de la última hora de las 168 horas totales, se realizaron algunos baños de alrededor de 1 minuto en agua corriente fría, pero al no estar protocolizados no podemos considerarlos un proceso de termociclado al uso. Después de todo este periodo, durante el que se permitía que se produjera la polimerización tardía del material de cementado de brackets, las probetas eran sometidas a la prueba de descementado.

Las probetas de los grupos A1, B1, C1, D1, E1, F1 y G1, sin embargo, fueron procesadas en la máquina de ensayos mecánicos no más de una hora después de la adhesión de brackets. Después de cementados los brackets en cada uno de estos grupos, se realizaba la prueba de descementado.

Ver figuras 9, 10 y 11.



Figura 9. **Grabado ácido.** Detalles del aspecto de la superficie del esmalte en una de las probetas.

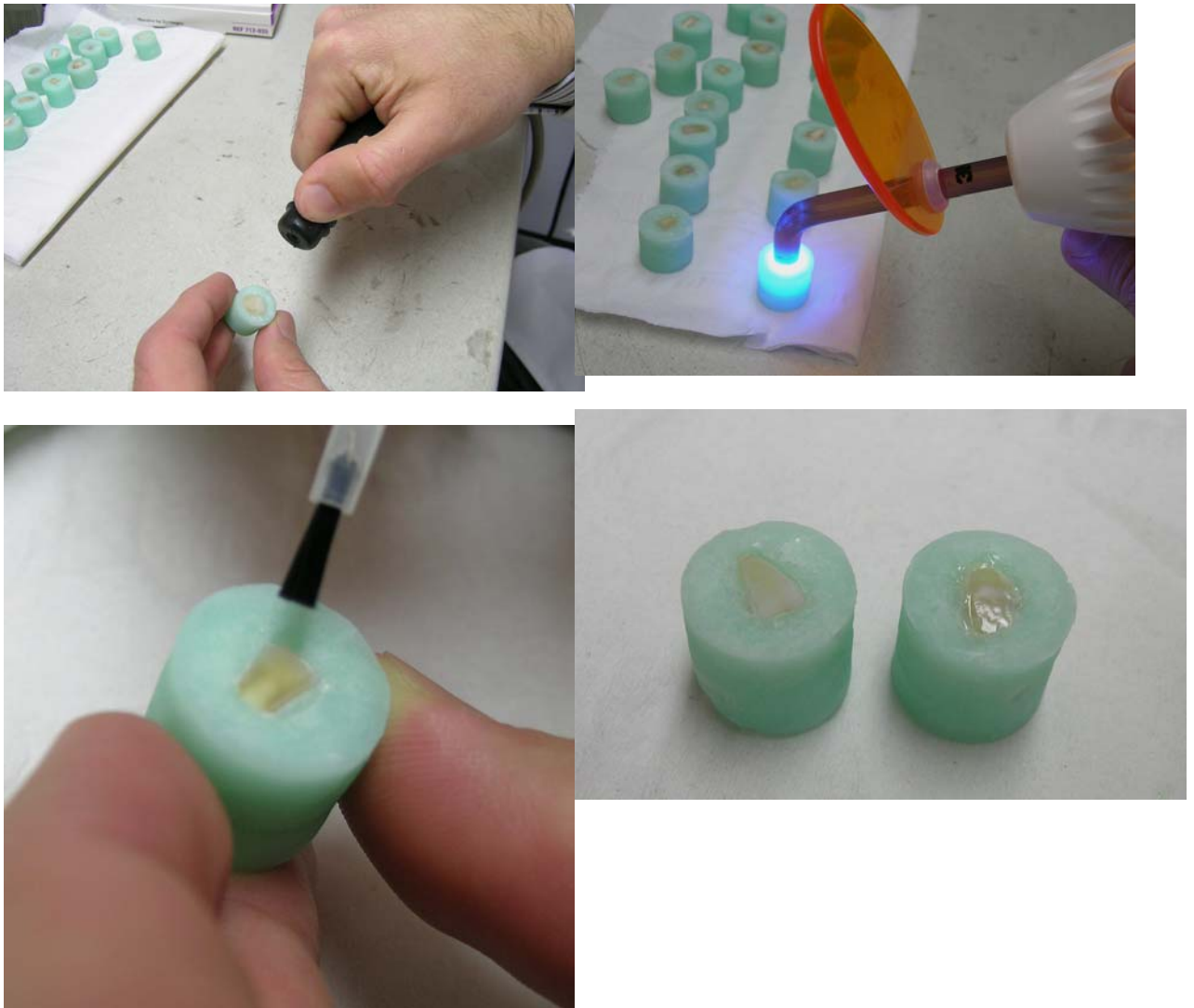


Figura 10. **Aplicación de adhesivo.**



Figura 11. **Cementado de brackets (tipo botón).** Detalle del almacenamiento de las muestras en medio líquido (agua mineral) dentro de una estufa a 37°C (que se hizo en los grupos de experimentación A2, B2, C2, D2, E2, F2 y G2).

Los resultados de cada ensayo se registraron gráficamente mediante curvas de tensión-deformación, las cuales relacionan la distancia recorrida (en mm) por el extremo inferior móvil de la máquina, con la fuerza desarrollada (en Newtons) hasta alcanzar la carga de rotura. Además de imprimirse, se tomaba nota de ellos manualmente. Los resultados finales del presente estudio se dan en forma de fuerza de rotura registrada en cada ensayo por unidad de superficie, es decir, en presión expresada en megapascuales (MPa.) ($1 \text{ MPa} = 1 \text{ N/mm}^2$).

Cada probeta procesada con su correspondiente bracket procesado se guardaba en una bolsita para, posteriormente, realizar un análisis visual de las superficies de esmalte y de la base del bracket, y así poder determinar en qué parte de la interfase esmalte-bracket se producía la rotura. Este análisis se materializó mediante la clasificación de las probetas de cada grupo de experimentación según el índice de adhesivo remanente (ARI, Adhesive Remnant Index).

El índice ARI, descrito por Årtun y Bergland [Årtun y Bergland, 1984], diferencia los fracasos de adhesión según cuatro códigos:

- Código 0: No se observa resina sobre la superficie del diente (el 100% de la resina ha quedado en la base del bracket).
- Código 1: Se observa menos del 50% de la resina sobre la superficie del diente.
- Código 2: Se observa más del 50% de la resina sobre el esmalte.
- Código 3: Se observa el 100% de la resina sobre la superficie del diente.

Así, los códigos 0 y 1 harían referencia a una rotura a nivel de la unión esmalte-sistema adhesivo, mientras que los códigos 2 y 3 reflejarían un fracaso en la unión bracket-sistema adhesivo.

Para la medición del ARI no se tuvo en cuenta ningún exceso de adhesivo retenido alrededor del bracket (por fuera de la base del bracket) [O'Brien et al, 1988].

Todos los datos obtenidos de los tests de descementado de brackets se organizaron mediante una hoja de cálculo (Excel, Microsoft). Los valores determinados por la máquina Hounsfield eran de fuerza en kilopondios. Conociendo cual era el área de la base de los brackets utilizados, se pudieron convertir estos valores de fuerza a unidades de presión (MPa), operando con la misma hoja de cálculo.

Una vez tuvimos los valores en megapascuales de cada uno de los grupos de experimentación, se introdujeron en un programa de tratamiento estadístico (SPSS). Con ayuda de esta herramienta, se hicieron las siguientes operaciones estadísticas [Calatayud y Martín, 2003]:

- Se comprobó si las 14 muestras se ajustaban a distribución normal mediante el test de Kolmogorov-Smirnov.
- Cuando se aplicó el test ANOVA, se analizó la homogeneidad de varianzas mediante el test de Levene.
- Finalmente, se pudieron comparar las medias de los valores obtenidos mediante ANOVA o mediante Kruskal Wallis (dependiendo de si las muestras se ajustaban o no a la distribución normal), y se realizaron test a posteriori mediante test de Scheffe o por método de Bonferroni (cuando no era posible realizar el primero).

En relación a la resistencia al descementado se aplicó también una herramienta estadística muy adecuada para los estudios “in vitro” de resistencia de materiales: El módulo de Weibull [McCabe y Carrick, 1986] [Weibull, 1951] [Eliades y Brantley, 2000]. Para ello, se introdujeron los datos en otro programa de tratamiento estadístico (R).

Por otro lado, se valoró dónde se producía el fracaso de la adhesión, mediante el ARI (Adhesive Remnant Index), describiendo en cada muestra experimental el porcentaje de probetas que podía clasificarse con uno u otro código.

RESULTADOS

Los datos crudos de los resultados de las pruebas de descementado se muestran en el apéndice 1.

En cada uno de los grupos B2 (Proseal, con despegado de brackets a los 7 días) y E2 (Futurabond DC, con despegado de brackets “inmediato”) hubo una probeta de la que no se registró la fuerza de descementado, por error del experimentador, aunque sí se conservaron dichas probetas procesadas. Estas probetas quedaron excluidas, por lo que los grupos B2 y E2 quedaron con $n=17$ cada uno.

Otras probetas que quedaron eliminadas para la estadística fueron aquellas en las que no se produjo descementado en un primer intento. Aunque, durante la experimentación, con cada una de estas muestras se procedió a un nuevo intento en la máquina de tests, las mediciones registradas no fueron aceptadas para la estadística. Se consideró que las muestras no se descementaban “a la primera” por algún tipo de error del experimentador, posiblemente a la hora de colocar las probetas en la máquina de tests. Este problema ocurrió en tres probetas, que pertenecían a tres grupos de experimentación diferentes: C1 (Fluorsure, con despegado de brackets “inmediato”), C2 (Fluorsure, con despegado de brackets a los 7 días) y F1 (Control 1 –Assure-, con despegado de brackets “inmediato”).

Los resultados, en cuanto a las presiones de descementado, pueden observarse en la tabla 4, en la que figuran las medias y las desviaciones estándar (DE) obtenidas en cada grupo de experimentación. También se muestran los valores de la p de los tests de Kolmogorov-Smirnov para cada grupo: Cuando son mayores de 0.05 se consideran no significativos (NS), con lo cual se establece que la distribución de los grupos se ajusta a la distribución normal o de Gauss. Puede observarse que los grupos C1 (Fluorsure, con despegado de brackets “inmediato”) y F1 (Control 1 –Assure-, con despegado de brackets “inmediato”) no se ajustaban a la distribución normal.

Tabla 4. **Tabla resumen de los resultados de la experimentación.** Fuerza (presión) de descementado de brackets –fuerza de adhesión-, en megapascascales (MPa).

Grupo n		Media (MPa)	DE Kolmogorov	-Smirnov (Z)	p
A1 (Ortho Solo, T1)	18	15,04	12,49	1,237	0,094
A2 (Ortho Solo, T2)	18	17,72	12,68	1,306	0,066
B1 (Proseal, T1)	18	17,27	10,06	0,651	0,790
B2 (Proseal, T2)	17	12,46	5,64	0,859	0,451
C1 (Fluorsure, T1)	17	12,85	9,05	1,393	0,041
C2 (Fluorsure, T2)	17	17,48	12,34	0,932	0,350
D1 (Transbond Plus Self Etching, T1)	18	12,48	5,34	0,815	0,520
D2 (Transbond Plus Self Etching, T2)	18	20,81	9,25	1,066	0,206
E1 (Futurabond DC, T1)	18	14,90	7,80	0,785	0,569
E2 (Futurabond DC, T2)	17	16,40	5,20	0,529	0,943
F1 (Assure, T1)	18	17,09	11,60	1,407	0,038
F2 (Assure, T2)	17	18,12	5,63	0,584	0,885
G1 (Transbond XT, T1)	18	11,60	5,85	0,974	0,299
G2 (Transbond XT, T2)	18	16,67	8,08	0,867	0,437

Las medias de todos los grupos estuvieron entre los 11.60 MPa y los 20.81 MPa.

Dado que algunas muestras no se ajustaban a la distribución normal, no pudimos utilizar ANOVA para comparar los 14 grupos de experimentación. Por ello se utilizó el test de Kruskal-Wallis.

El valor del test de Kruskal-Wallis (tabla 5) fue $H=37,369$, $p=0,001$, lo que indicaba que las diferencias entre las medias de grupos comparados eran estadísticamente significativas. Para determinar donde estaban estas diferencias se procedió a utilizar el método de Bonferroni.

Tabla 5. **Comparación entre todos los grupos para la presión de descementado (MPa).** Se comparan las fuerzas de adhesión de todos los grupos experimentales, independientemente del material probado o del momento del descementado –“inmediato” o a los 7 días-.

Grupo N		Media	DE	Kruskal-Wallis (H)	p
A1 (Ortho Solo, T1)	18	15,04	12,49	37,369	0,001
A2 (Ortho Solo, T2)	18	17,72	12,68		
B1 (Proseal, T1)	18	17,27	10,06		
B2 (Proseal, T2)	17	12,46	5,64		
C1 (Fluorsure, T1)	17	12,85	9,05		
C2 (Fluorsure, T2)	17	17,48	12,34		
D1 (TransbondPSelfE, T1)	18	12,48	5,34		
D2 (TransbondPSelfE, T2)	18	20,81	9,25		
E1 (Futurabond, T1)	18	14,90	7,80		
E2 (Futurabond, T2)	17	16,40	5,20		
F1 (Assure, T1)	18	17,09	11,60		
F2 (Assure, T2)	17	18,12	5,63		
G1 (Transbond XT, T1)	18	11,60	5,85		
G2 (Transbond XT, T2)	18	16,67	8,08		

Se pudo comprobar que había una diferencia estadísticamente significativa ($p=0,0083$) entre las medias en MPa de fuerzas de descementado de los grupos D2 (Transbond Plus SelfEtching, con despegado de brackets a los 7 días) y F2 (Control 1 –Assure-, con despegado de brackets a los 7 días), con valores de fuerza altos, frente a los grupos C1 (Fluorsure, con despegado de brackets “inmediato”), D1 (Transbond Plus SelfEtching, con despegado de brackets “inmediato”), B2 (Proseal, con despegado de brackets a los 7 días) y G1 (control 2 –Transbond XT-, con despegado de brackets “inmediato”), con valores más bajos (tabla 6).

Tabla 6. **Comparación entre todos los grupos para la presión de descementado (MPa).** Análisis “a posteriori” de Bonferroni.

Transbond XT T1	Proseal T2	TransbondP SelfE T1	Fluorsure T1	Futurabond T1	Ortho Sol o T1	Futurabond T2	Transbond XT T2	Assure T1	Proseal T1	Fluorsure T2	Ortho Sol o T2	Assure T2	TransbondP SelfE T2
11,60	12,46	12,48	12,85	14,90	15,04	16,40	16,67	17,09	17,27	17,48	17,72	18,12	20,81

Se realizaron comparaciones entre las fuerzas de adhesión de los materiales, pero en este caso dividiendo las muestras según el momento del descementado. El test utilizado fue Kruskal-Wallis. (Tabla 7). Se observó que no había diferencias estadísticamente significativas para el MPa entre los grupos de experimentación con descementado “inmediato” (en T1). Sin embargo, sí se encontraron diferencias significativas en la fuerza de adhesión entre los grupos con descementado 168 horas después de la adhesión (en T2). (Tabla 8). Haciendo el método de Bonferroni ($p=0,025$) pudimos detectar que las diferencias significativas se producían entre tres materiales: Transbond Plus SelfEtching y Assure tienen ambos mayor fuerza de adhesión que Proseal. (Tabla 9).

Tabla 7. Comparación entre los grupos para la presión de descementado en T1 (descementado “inmediato”). Valores en MPa.

Material N		Media	DE	Kruskal-Wallis (H)	p
Ortho Solo (A1)	18	15,04	12,49	8,315	0,216
Proseal (B1)	18	17,27	10,06		
Fluorsure (C1)	17	12,85	9,05		
TransbondPSelfE (D1)	18	12,48	5,34		
Futurabond (E1)	18	14,90	7,80		
Assure (F1)	18	17,09	11,60		
Transbond XT (G1)	18	11,60	5,85		

Tabla 8. Comparación entre los grupos para la presión de descementado en T2 (descementado a los 7 días). Valores en MPa.

Material N		Media	DE	Kruskal-Wallis (H)	p
Ortho Solo (A2)	18	17,72	12,68	14,475	0,025
Proseal (B2)	17	12,46	5,64		
Fluorsure (C2)	17	17,48	12,34		
TransbondPSelfE (D2)	18	20,81	9,25		
Futurabond (E2)	17	16,40	5,20		
Assure (F2)	17	18,12	5,63		
Transbond XT (G2)	18	16,67	8,08		

Tabla 9. **Comparación entre los grupos para la presión de descementado en T2 (descementado a los 7 días).** Análisis “a posteriori” de Bonferroni.

Material	TransbondP Selfe T2	Assure T2	Ortho Solo T2	Fluorsure T2	Transbond XT T2	Futurabond T2	Proseal T2
Media MPa	20,81	18,12	17,72	17,48	16,67	16,40	12,46

En la tabla 10 se muestra la evolución de la fuerza de adhesión de los distintos grupos con el paso de las horas tras la adhesión, según los datos obtenidos en nuestro estudio. El contenido de esta tabla se ilustra con el gráfico de la figura 12. Se observa un aumento significativo y notable en la fuerza adhesiva tras el paso de las 168 horas (7 días) tras la polimerización en el caso de los adhesivos Transbond XT y Transbond Plus SelfEtching. En el resto de los adhesivos, salvo en el caso de Proseal, se observa la misma tendencia, es decir, un aumento de la fuerza de adhesión después de los primeros momentos. En el caso de Proseal se observa una tendencia opuesta a la del resto de materiales estudiados, y es que tras 7 días, la fuerza de adhesión era menor (dato estadísticamente no significativo)

Tabla 10. **Comparación de las fuerzas de adhesión (MPa) en diferentes momentos de descementado (T1 –“inmediato”-, T2 –a los 7 días-), tras la polimerización.** Medias de cada uno de los 14 grupos de experimentación en megapascuales (MPa), en polimerización “inmediata” y tardía (168 horas, es decir, 7 días). Los datos significativos se marcan en negrita.

Material N	Inmediata (T1)			Tardía (T2)			U Mann-Whitney	p
		Media	DE	N	Media	DE		
Ortho Solo	18	15,04	12,49	18	17,72	12,68	128,0	0,282
Proseal	18	17,27	10,06	17	12,46	5,64	118,5	0,255
Fluorsure	17	12,85	9,05	17	17,48	12,34	98,5	0,113
TransbondPSelfE	18	12,48	5,34	18	20,81	9,25	57,0	0,001
Futurabond	18	14,90	7,80	17	16,40	5,20	112,0	0,176
Assure	18	17,09	11,60	17	18,12	5,63	99,0	0,750
Transbond XT	18	11,60	5,85	18	16,67	8,08	82,0	0,011

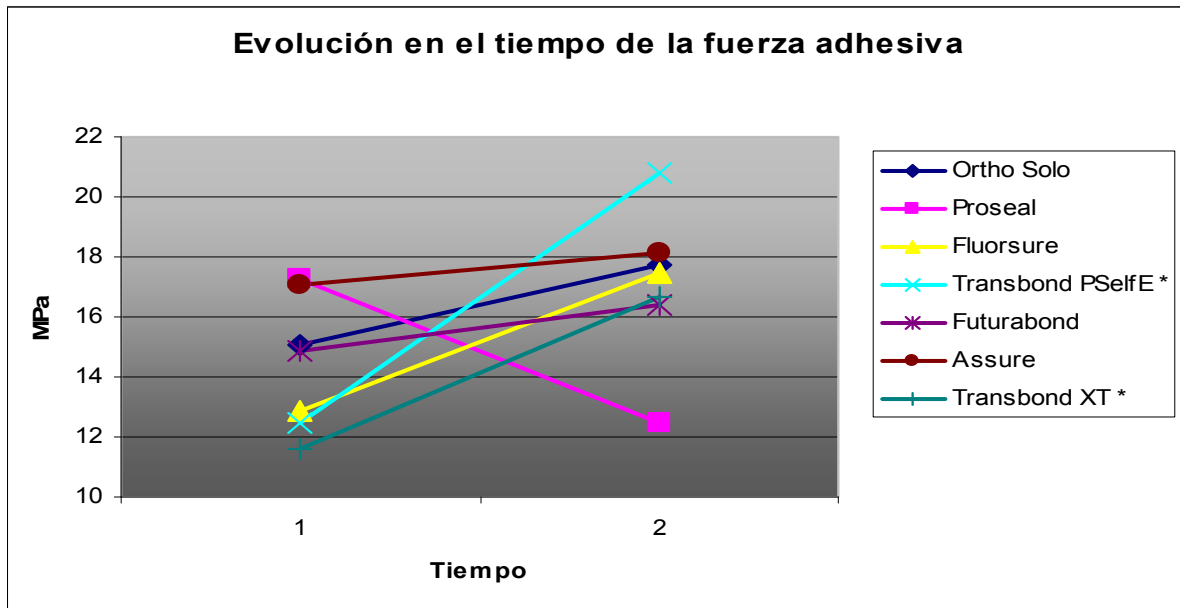


Figura 12. **Grafico lineal de la evolución en el tiempo de la fuerza adhesiva.** Para los siete materiales testados. En el eje de abscisas se observan los dos tiempos de procesamiento de muestras ("inmediato" y las 168 horas) y en el eje de ordenadas la fuerza de descementado expresada en MPa. Los grupos con cambios estadísticamente significativos están marcados con un asterisco.

Si agrupamos por un lado todas las muestras descementadas inmediatamente tras la adhesión, y por otro lado todas aquellas muestras en las que se hacía el descementado a los siete días, comprobamos que, tras siete días, existe un aumento de la fuerza de adhesión estadísticamente significativo. Como se muestra en la tabla 11 y la figura 13.

Tabla 11. **Fuerza de adhesión en diferentes momentos de polimerización.** Medias de los 14 grupos de experimentación en megapascuales (MPa), en polimerización "inmediata" (T1) y tardía a las 168 horas (T2).

Variable	Inmediata (T1)			Tardía (T2)			Levene	t Student	p
	N	Media	DE	N	Media	DE			
MPa	125	14,47	9,25	122	17,13	9,02	NS	2,281	0,023

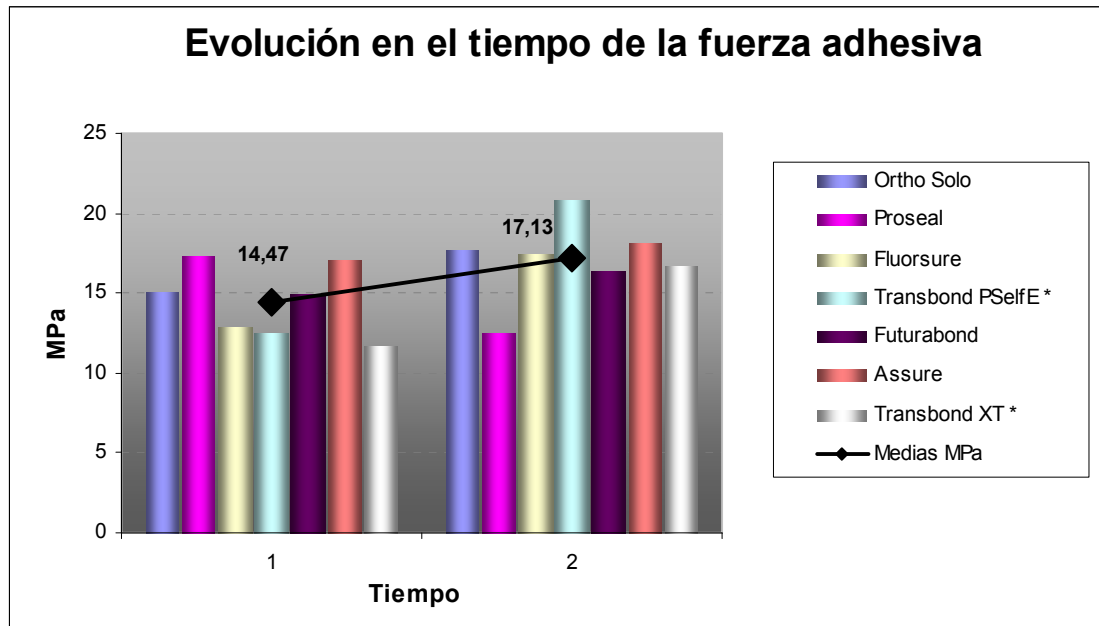


Figura 13. **Grafico de la evolución en el tiempo de la fuerza adhesiva.** Para los siete grupos de experimentación (barras) y los valores medios (línea y números). En el eje de abscisas se observan los dos tiempos de procesamiento de muestras ("inmediato" y las 168 horas) y en el eje de ordenadas la fuerza de descementado expresada en MPa. Los grupos con cambios estadísticamente significativos están marcados con un asterisco.

Otro análisis que se realizó fue la comparación de la fuerza de adhesión entre los materiales liberadores de flúor y los materiales no liberadores (controles), en conjunto. En las tablas 12y 13podemos ver los datos de las t de Student tanto global, como discriminando por tiempos de manipulación de las muestras (T1, inmediatamente después de ser adheridas; T2, después de 7 días). En este sentido, se puede comprobar que no existen diferencias estadísticamente significativas entre las fuerzas de adhesión de los materiales liberadores y no liberadores de flúor.

Tabla 12. **Comparación de las fuerzas de adhesión (MPa) entre adhesivos liberadores y no liberadores de flúor.** Sin atender al periodo de polimerización.

Variable	Materiales liberadores de flúor			Materiales de control			Levene	t Student	p	
	N	Media	DE	N	Media	DE				
MPa	176	15,77	9,55	71	15,84	8,40	NS	0,058	0,954	NS

Tabla 13. **Comparación de las fuerzas de adhesión (MPa) entre adhesivos liberadores y no liberadores de flúor, en diferentes momentos de polimerización.** En polimerización “inmediata” (T1) y tardía a las 168 horas (T2).

	Variable	Materiales liberadores de flúor			Materiales de control			Levene	t Student	p
		N	Media	DE	N	Media	DE			
T1	MPa	89	14,53	9,22	36	14,35	9,48	NS	0,980	0,922 NS
T2	MPa	87	17,03	9,77	35	17,38	6,94	NS	1,190	0,850 NS

Se estudió también la fuerza de adhesión según el tipo de grabado, y pudo comprobarse que las muestras procesadas con adhesivos de autograbado tenían una fuerza de adhesión ligeramente mayor, pero sin significación estadística. Los datos pueden observarse en la tabla 14.

Tabla 14. **Comparación de las fuerzas de adhesión (MPa) entre adhesivos de autograbado y de grabado convencional.**

Variable	Grabado tradicional			Autograbado			Levene	t Student	p
	N	Media	DE	N	Media	DE			
MPa	176	15,64	9,80	71	16,14	7,62	NS	0,389	0,698 NS

Así mismo, se hizo la distinción para la fuerza de adhesión entre adhesivos de autograbado y de grabado convencional, pero teniendo en cuenta los diferentes tiempos de procesado (“inmediato” y a los 7 días). En el caso del descementado “inmediato”, la fuerza de adhesión conseguida para los adhesivos tradicionales era mayor que la de los de autograbado. Sin embargo, a los 7 días la fuerza de adhesión era mayor para los grupos de autograbado. En cualquiera de los dos momentos estudiados, la diferencia de medias no era estadísticamente significativa. Los datos pueden verse en la tabla 15.

Tabla 15. Comparación de las fuerzas de adhesión (MPa) entre adhesivos de autograbado y de grabado convencional, en diferentes momentos de polimerización. En polimerización “inmediata” (T1) y tardía a las 168 horas (T2).

	Grabado tradicional			Autograbado			Levene	t Student	p
	N	Media	DE	N	Media	DE			
T1	89	14,79	10,12	36	13,69	6,70	NS	0,600	0,549 NS
T2	87	16,51	9,44	35	18,67	7,68	NS	1,199	0,233 NS

Procedimos también a estudiar los datos obtenidos sobre las fuerzas necesarias para el descementado de los brackets con los diferentes adhesivos, con respecto a otra distribución estadística diferente a la normal: La distribución de Weibull se utiliza para el estudio de materiales, en campos como las ingenierías o la arquitectura. Al estudiar determinados comportamientos, como las roturas o los descementados, se observa un alto grado de dispersión de los elementos de las muestras. El llamado módulo de Weibull permite conocer la dependencia de un material a ser evaluado numéricamente.

Presentamos el estudio que hemos hecho al respecto del análisis de Weibull, para el cual utilizamos un programa informático de ayuda a la estadística diferente, llamado R. Nos valimos también de la ayuda de textos específicos [McCabe y Carrick, 1986] [Weibull, 1951] [Corzo et al, 2008] [García Pérez, 2008] [García Pérez, 1993]. Una vez calculados el módulo de Weibull y la p para cada una de las 14 muestras, pudimos determinar la cantidad de fuerza (MPa) que sería necesaria para descementar un 7% de cada una de ellas: Se tomó el 7%, pues corresponde al porcentaje que suponen 2 brackets en una boca en la que haya cementados 28 brackets. Y esto fue así porque se consideró esta cantidad de descementados como aceptable en un tratamiento de ortodoncia; Zachrisson [Zachrisson, 1977] mensuró que el rango habitual de descementado de brackets en la práctica clínica está entre el 4% y el 10%.

A continuación, en la tabla 16 y la figura 14 mostramos los valores obtenidos. Puede apreciarse como hay ciertas diferencias en la bondad de los materiales cuando son estudiados con este método con respecto a cuando observamos las medias. De hecho, materiales como el Ortho Solo, con valores medios de descementado elevados, pero también con elevados valores en los índices de dispersión (desviación estándar, error estándar), bajo el análisis de Weibull se ven “penalizados”, y se observa como la fuerza necesaria para descementar el 7% de la muestra es menor que en otros grupos experimentales.

Desde el punto de vista del análisis de Weibull destacan, por sus valores superiores, los adhesivos Futurabond, Transbond Plus SelfEtching y Assure. Entre los valores más bajos encontramos los de Ortho Solo y Fluorsure. Proseal, por su parte, muestra un comportamiento moderado en cuanto a resistencia pero notablemente estable en el tiempo estudiado.

Tabla 16. **Estudio de las fuerzas de adhesión bajo el prisma del análisis de Weibull.** Se remarcan los datos de la última columna, que expresan la tensión necesaria (en MPa) para conseguir descementar el 7% de los especímenes de la muestra. En rojo, se destacan las cifras que están por encima de 4,9 MPa, que es considerada la fuerza necesaria para la adhesión fija exitosa en ortodoncia.

Grupo	Weibullmodulus (m)	p valueWeibulldistribution	Tensión necesaria para un 7% de posibilidad de descementado (MPa)
A1 (Ortho Solo, T1)	1,487753	0,2934	2,895778
A2 (Ortho Solo, T2)	1,617902	0,2124	3,954811
B1 (Proseal, T1)	1,887067	0,9765	4,873521
B2 (Proseal, T2)	2,437358	0,5719	4,812948
C1 (Fluorsure, T1)	1,712173	0,1043	3,139497
C2 (Fluorsure, T2)	1,676657	0,5148	4,174517
D1 (Transbond Plus Self Etching, T1)	2,494714	0,6075	4,920827
D2 (Transbond Plus Self Etching, T2)	2,427675	0,2478	7,982539
E1 (Futurabond DC, T1)	2,098193	0,6999	4,844412
E2 (Futurabond DC, T2)	3,563254	0,9410	8,719333
F1 (Assure, T1)	1,708022	0,0922	4,172918
F2 (Assure, T2)	2,420828	0,3786	7,528688
G1 (Transbond XT, T1)	2,151377	0,4908	3,885993
G2 (Transbond XT, T2)	2,244423	0,5596	5,868388

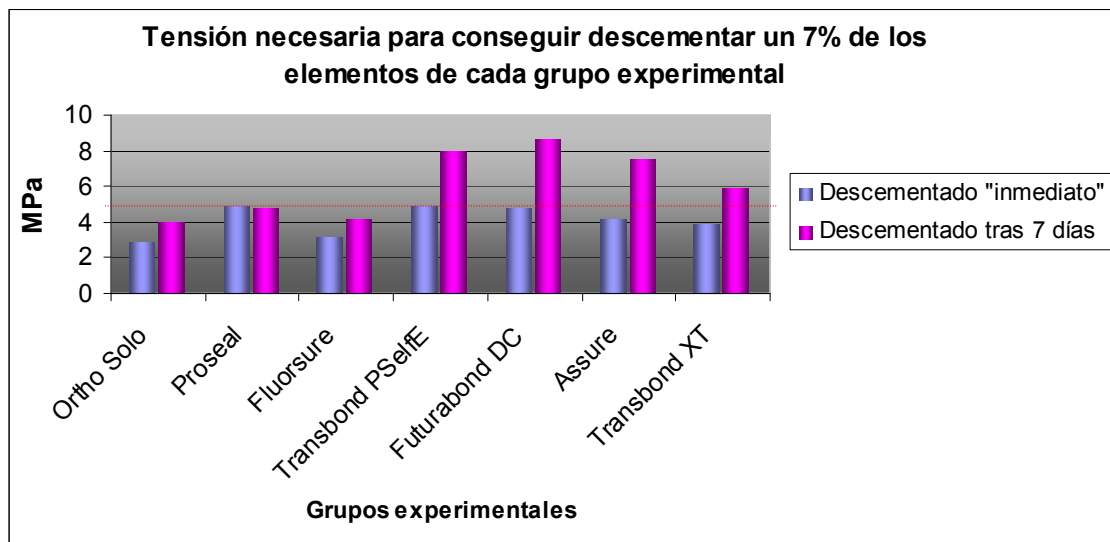


Figura 14. **Estudio de las fuerzas de adhesión bajo el prisma del análisis de Weibull.**

Expresando este análisis de otra manera, podríamos decir que tan solo el adhesivo Transbond Plus SelfEtching, aunque seguido muy de cerca por Futurabond y Proseal, consigue en el 93% de los especímenes cementados valores por encima de la fuerza considerada como suficiente en adhesión de brackets.

La distribución de los grupos según los códigos del índice de adhesivo remanente (ARI, AdhesiveRemnantIndex), se muestran en la tabla 17.

Tabla 17. **Distribución de los grupos según los códigos del índice ARI.**

Grupo \ ARI	0	1	2	3
A1 (Ortho Solo, T1)	7	3	6	2
A2 (Ortho Solo, T2)	4	9	5	0
B1 (Proseal, T1)	1	16	1	0
B2 (Proseal, T2)	5	13	0	0
C1 (Fluorsure, T1)	5	10	3	0
C2 (Fluorsure, T2)	6	10	2	0
D1 (Transbond Plus Self Etching, T1)	3	5	6	4
D2 (Transbond Plus Self Etching, T2)	7	7	3	1
E1 (Futurabond DC, T1)	8	3	7	0
E2 (Futurabond DC, T2)	16	1	1	0
F1 (Assure, T1)	8	4	5	1
F2 (Assure, T2)	3	12	2	1
G1 (Transbond XT, T1)	3	7	5	3
G2 (Transbond XT, T2)	9	6	3	0

A continuación se muestra una tabla de frecuencias, en porcentajes, de cada código del ARI en los diferentes grupos de investigación (tabla 18). También podemos observar, en la figura 15, los porcentajes de cada código ARI para el total de las muestras del estudio: Nótese una mayor prevalencia de códigos 0 y 1 (frente a 2 y 3), tanto en el cómputo general como en prácticamente cada uno de los grupos (exceptuando el grupo de Transbond Plus SelfEtching en el descementado “inmediato”), es decir, es mucho más frecuente que el descementado del bracket se produzca mayoritariamente en la unión composite-esmalte. Con respecto al total de las muestras del estudio, un 75.8% tendrían valores 0 ó 1 frente a un 24.2% con valores 2 ó 3.

Tabla 18. **Frecuencias de cada código del ARI en los grupos de investigación.** En porcentajes.

Grupo \ ARI	0	1	2	3	Total
A1 (Ortho Solo, T1)	38,9	16,7	33,3	11,1	100,0
A2 (Ortho Solo, T2)	22,2	50,0	27,8	0,0	100,0
B1 (Proseal, T1)	5,6	88,9	5,6	0,0	100,0
B2 (Proseal, T2)	27,8	72,2	0,0	0,0	100,0
C1 (Fluorsure, T1)	27,8	55,6	16,7	0,0	100,0
C2 (Fluorsure, T2)	33,3	55,6	11,1	0,0	100,0
D1 (Transbond Plus Self Etching, T1)	16,7	27,8	33,3	22,2	100,0
D2 (Transbond Plus Self Etching, T2)	38,9	38,9	16,7	5,6	100,0
E1 (Futurabond DC, T1)	44,4	16,7	38,9	0,0	100,0
E2 (Futurabond DC, T2)	88,9	5,6	5,6	0,0	100,0
F1 (Assure, T1)	44,4	22,2	27,8	5,6	100,0
F2 (Assure, T2)	16,7	66,7	11,1	5,6	100,0
G1 (Transbond XT, T1)	16,7	38,9	27,8	16,7	100,0
G2 (Transbond XT, T2)	50,0	33,3	16,7	0,0	100,0
Total	33,7	42,1	19,4	4,8	100,0

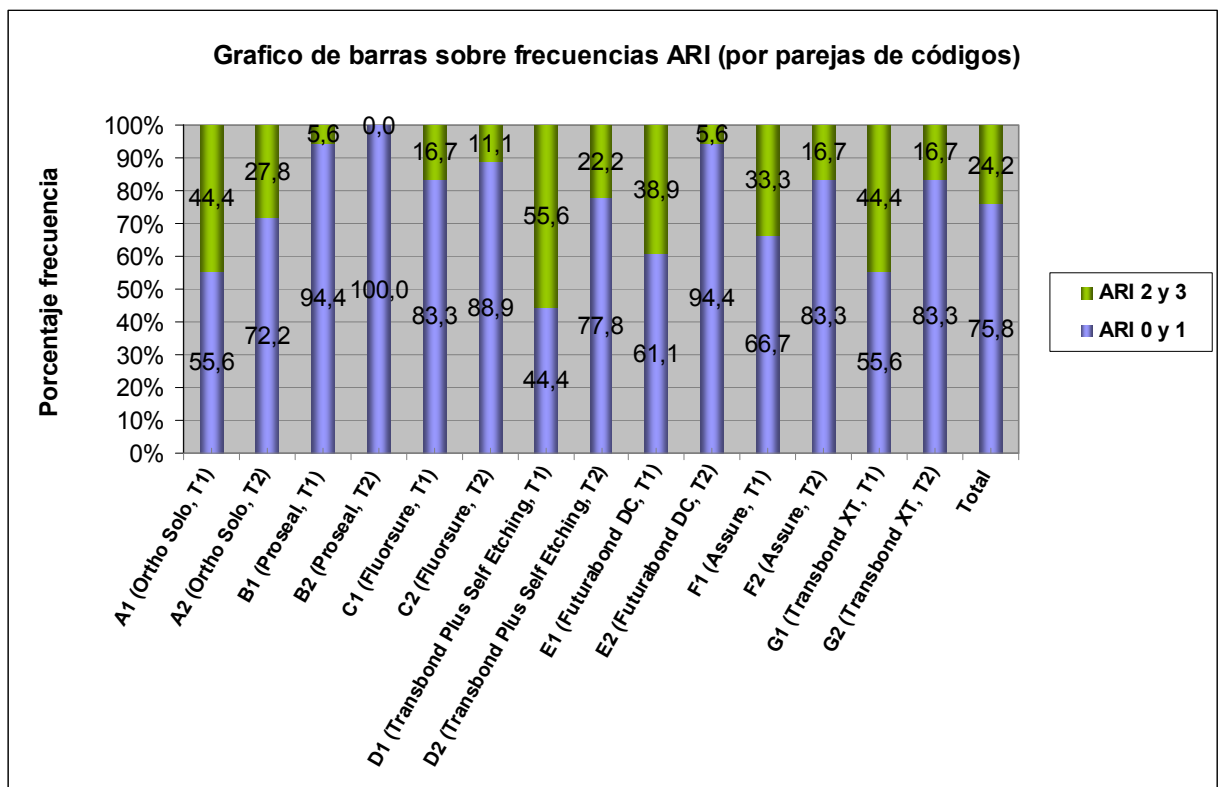


Figura 15. **Grafico en barrassob re frecuen cias de los códigos ARI.** Por parejas de códigos: Por un lado 0 y 1, y por otro, 2 y 3.

Los resultados, en cuanto al ARI, pueden observarse en la tabla 19, en la que figuran las medias y las desviaciones estándar (DE) obtenidas en cada grupo

de experimentación. También se muestran los valores de la p de los tests de Kolmogorov-Smirnov para cada grupo: Como sabemos, cuando los valores de la p son mayores de 0.05 se consideran no significativos (NS), con lo cual se establece que la distribución de los grupos se ajusta a la distribución normal o de Gauss. Puede observarse que los grupos B1 (Proseal, con despegado de brackets “inmediato”), B2 (Proseal, con despegado de brackets a los 7 días), E2 (Futurabond, con despegado de brackets a los 7 días) y F2 (Control 1 – Assure-, con despegado de brackets a los 7 días) no se ajustaban a la distribución normal.

Tabla 19. **Tabla resumen de los resultados de la experimentación en cuanto al ARI.**

Grupo n		Media (ARI)	DE	Kolmogorov-Smirnov (Z)	p
A1 (Ortho Solo, T1)	18	1,17	1,09	1,039	0,231
A2 (Ortho Solo, T2)	18	1,06	0,72	1,072	0,200
B1 (Proseal, T1)	18	1,00	0,34	1,886	0,002
B2 (Proseal, T2)	17	0,71	0,47	1,904	0,001
C1 (Fluorsure, T1)	17	0,88	0,69	1,220	0,102
C2 (Fluorsure, T2)	17	0,76	0,66	1,277	0,076
D1 (Transbond Plus Self Etching, T1)	18	1,61	1,03	0,856	0,456
D2 (Transbond Plus Self Etching, T2)	18	0,89	0,90	0,970	0,303
E1 (Futurabond DC, T1)	18	0,94	0,93	1,220	0,102
E2 (Futurabond DC, T2)	17	0,18	0,52	2,189	<0,001
F1 (Assure, T1)	18	0,94	0,99	1,156	0,138
F2 (Assure, T2)	17	1,12	0,69	1,544	0,017
G1 (Transbond XT, T1)	18	1,44	0,98	0,975	0,297
G2 (Transbond XT, T2)	18	0,67	0,76	1,305	0,066

Las medias de todos los grupos para el índice ARI estuvieron entre 0,18 y 1,61.

Dado que algunas muestras no se ajustaban a la distribución normal, no pudimos utilizar ANOVA para comparar los 14 grupos de experimentación. Por ello se utilizó Kruskal-Wallis.

El valor del test de Kruskal-Wallis (tabla 20) fue $H=36,724$, $p<0,001$, lo que indicaba que las diferencias entre las medias de grupos comparados eran estadísticamente significativas. Para determinar dónde estaban estas diferencias se pudo utilizar el test a posteriori de Scheefe (tabla 21).

Tabla 20. **Comparación entre todas los grupos para el ARI.** Se comparan los valores medios de ARI para todos los grupos experimentales,

independientemente del material probado o del momento del descementado – “inmediato” o a los 7 días-.

Grupo N		Media	DE	Kruskal-Wallis (H)	p
A1 (Ortho Solo, T1)	18	1,17	1,09	36,724	<0,001
A2 (Ortho Solo, T2)	18	1,06	0,72		
B1 (Proseal, T1)	18	1,00	0,34		
B2 (Proseal, T2)	17	0,71	0,47		
C1 (Fluorsure, T1)	17	0,88	0,69		
C2 (Fluorsure, T2)	17	0,76	0,66		
D1 (TransbondPSelfE, T1)	18	1,61	1,03		
D2 (TransbondPSelfE, T2)	18	0,89	0,90		
E1 (Futurabond, T1)	18	0,94	0,93		
E2 (Futurabond, T2)	17	0,18	0,52		
F1 (Assure, T1)	18	0,94	0,99		
F2 (Assure, T2)	17	1,12	0,69		
G1 (Transbond XT, T1)	18	1,44	0,98		
G2 (Transbond XT, T2)	18	0,67	0,76		

Tabla 21. **Test de Scheefe, para el estudio de las diferencias de medias en el índice ARI de los diferentes grupos de experimentación.** Obsérvese la diferencia significativa para los valores de ARI entre los grupos Futurabond, descementado a los 7 días, y Transbond Plus SelfEtching, descementado “inmediato”.

Material	Futurabond T2	Transbond XT T2	Proseal T2	Fluorsure T2	Fluorsure T1	Transbond PSelfE T2	Futurabond T1	Assure T1	Proseal T1	Ortho Solo T2	Assure T2	Ortho Solo T1	Transbond XT T1	Transbond PSelfE T1
Media ARI	0,18	0,67	0,71	0,76	0,88	0,89	0,94	0,94	1,00	1,06	1,12	1,17	1,44	1,61

Es decir, existe diferencia estadísticamente significativa únicamente entre las medias de los valores ARI de los grupos Futurabond, descementado a los 7 días, y Transbond Plus SelfEtching, descementado “inmediato”.

Si comparamos las medias de los índices ARI para los diferentes materiales, pero separando los grupos de experimentación en dos categorías, según el momento de descementado, tendremos siete grupos para el descementado “inmediato” (T1) y siete grupos para el descementado tardío (T2), a las 168 horas. Al hacer la comparación de medias, observamos que, para el grupo de descementado “inmediato”, no hay diferencias significativas en el ARI entre materiales. (Tabla 22). No ocurre lo mismo cuando la comparación entre

materiales se refiere al descementado a los 7 días, dado que existe diferencia estadísticamente significativa entre Futurabond (ARI 0,18) y Ortho Solo (ARI 1,06), así como entre Futurabond (ARI 0,18) y Assure (ARI 1,12). Véanse tablas 23 y 24.

Tabla 22. Comparación entre los grupos para el ARI en T1 (descementado "inmediato").

Material N		Media	DE	Kruskal-Wallis (H)	p
Ortho Solo (A1)	18	1,17	1,09	8,651	0,194
Proseal (B1)	18	1,00	0,34		
Fluorsure (C1)	17	0,88	0,69		
TransbondPSE (D1)	18	1,61	1,04		
Futurabond (E1)	18	0,94	0,93		
Assure (F1)	18	0,94	0,99		
Transbond XT (G1)	18	1,44	0,98		

Tabla 23. Comparación entre los grupos para el ARI en T2 (descementado tardío).

Material N		Media	DE	Kruskal-Wallis (H)	p
Ortho Solo (A2)	18	1,06	0,72	21,424	0,002
Proseal (B2)	17	0,71	0,47		
Fluorsure (C2)	17	0,76	0,66		
TransbondPSE (D2)	18	0,89	0,90		
Futurabond (E2)	17	0,18	0,52		
Assure (F2)	17	1,12	0,69		
Transbond XT (G2)	18	0,67	0,76		

Tabla 24. Test de Scheefe, para el estudio de las diferencias de medias en el índice ARI de los diferentes grupos de experimentación con descementado a los 7 días (168 horas). Obsérvese la diferencia significativa para los valores de ARI entre Futurabond y Ortho Solo, así como entre Futurabond y Assure.

Material	Futurabond	Transbond XT	Proseal	Fluorsure	Transbond PSE	Ortho Solo	Assure
Media ARI	0,18	0,67	0,71	0,76	0,89	1,06	1,12

También se ha analizado para cada material, la evolución de los valores del ARI en relación al tiempo, es decir, dependiendo del momento del descementado. Obsérvense la tabla 25 y la figura 16. Se observa una disminución estadísticamente significativa de los valores del índice ARI después de 168 horas (7 días) tras la polimerización en el caso de los adhesivos Transbond XT, Proseal (*muy cercano a la significación), Transbond Plus SelfEtching y Futurabond. En el resto de los adhesivos, salvo en el caso de Assure, se observa la misma tendencia, es decir, una disminución en el ARI después de los primeros momentos tras la polimerización. En cuanto a Assure, vemos que presentaba una tendencia opuesta a la del resto de materiales estudiados, pues después de 7 días, el valor medio del índice ARI era mayor (dato estadísticamente no significativo)

Tabla 25. Índices ARI en diferentes momentos de polimerización. Medias del ARI de cada uno de los 14 grupos de experimentación, en polimerización "inmediata" y a las 168 horas.

Material N	Inmediata (T1)			Tardía (T2)			U (Mann-Whitney)	p
		Media	DE	N	Media	DE		
Ortho Solo	18	1,17	1,09	18	1,06	0,72	155,5	0,829
Proseal	18	1,00	0,34	17	0,71	0,47	119,5	0,051
Fluorsure	17	0,88	0,69	17	0,76	0,66	148,0	0,620
TransbondPSelfE	18	1,61	1,03	18	0,89	0,90	98,0	0,035
Futurabond	18	0,94	0,93	17	0,18	0,52	88,0	0,005
Assure	18	0,94	0,99	17	1,12	0,69	145,5	0,577
Transbond XT	18	1,44	0,98	18	0,67	0,76	90,0	0,017

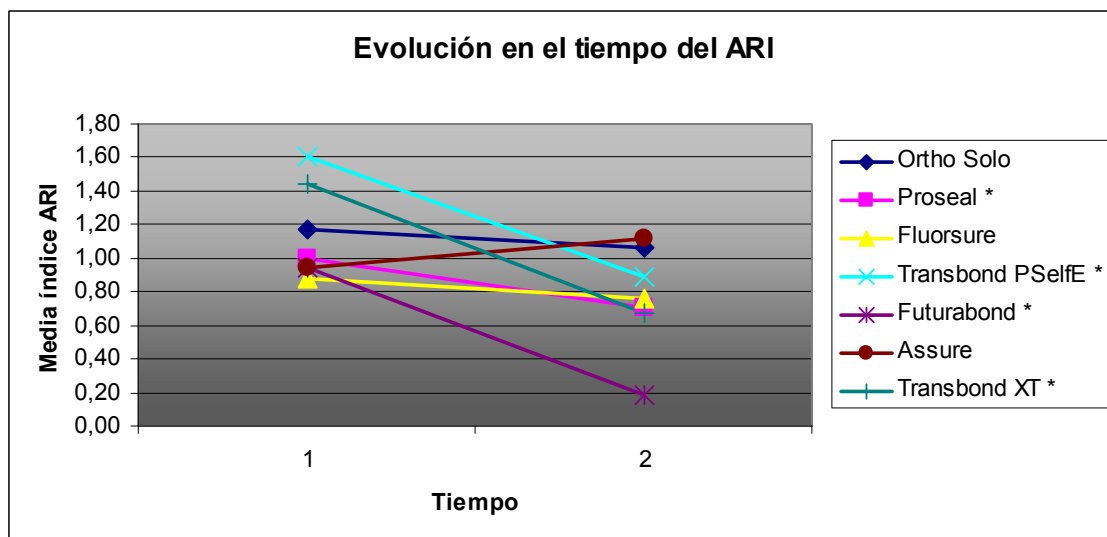


Figura 16. Gráfico lineal de la evolución en el tiempo del índice ARI. Para los siete materiales testados. En el eje de abscisas se observan los dos tiempos de procesamiento de muestras ("inmediato" y las 168 horas) y en el eje de ordenadas las medias de los índices ARI. Los grupos con cambios estadísticamente significativos están marcados con un asterisco.

Si agrupamos por un lado todas las muestras descementadas inmediatamente tras la adhesión, y por otro lado todas aquellas muestras en las que se hacía el descementado a los siete días, comprobamos que, tras siete días, existe una disminución del índice ARI estadísticamente significativa. Es decir, al pasar una semana, la cantidad de adhesivo que queda pegado al esmalte en el descementado es menor o, en otras palabras, el fracaso de la adhesión ocurre más a nivel de la interfase del adhesivo con el esmalte. Véanse tabla 26 y figura 17.

Tabla 26. **Índice ARI en diferentes momentos de polimerización.** Medias de los 14 grupos de experimentación, en polimerización "inmediata" y a las 168 horas.

Variable	Inmediata (T1)			Tardía (T2)			Levene	t Student	p
	N	Media	DE	N	Media	DE			
ARI	125	1,14	0,92	122	0,77	0,73	5,493	3,523	0,001

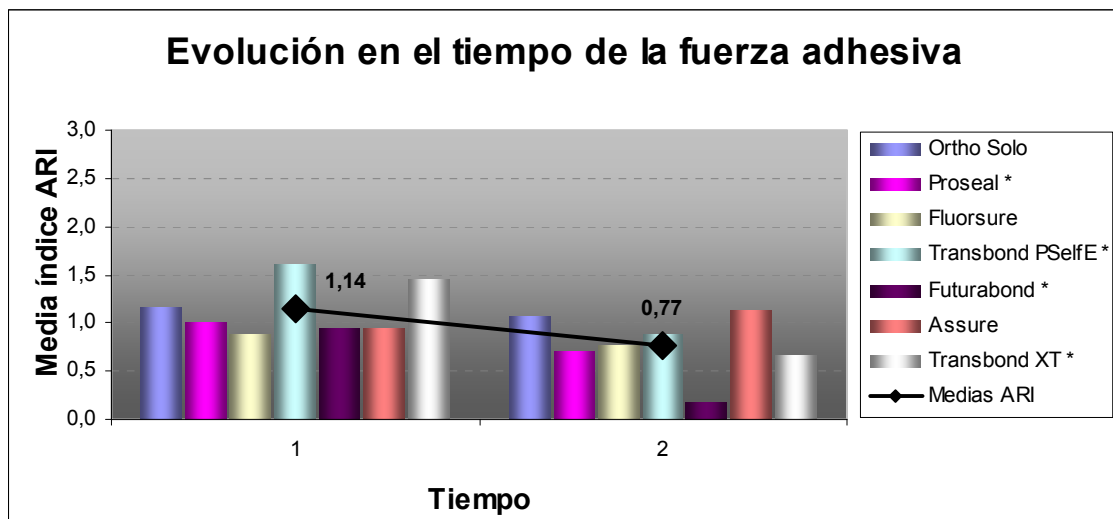


Figura 17. **Grafico de la evolución en el tiempo del índice ARI.** Para los siete grupos de experimentación (barras) y los valores medios (línea y números). En el eje de abscisas se observan los dos tiempos de procesamiento de muestras ("inmediato" y tras 168 horas) y en el eje de ordenadas los valores del ARI. Los grupos con cambios estadísticamente significativos están marcados con un asterisco.

Se comprobó también el ARI para los materiales liberadores de flúor y los materiales no liberadores (controles), en conjunto. En las tablas 27 y 28 podemos ver los datos de las t de Student tanto global, como discriminando por tiempos de manipulación de las muestras (T1, inmediatamente después de ser adheridas; T2, después de 7 días). Se puede ver que no existen diferencias estadísticamente significativas entre los valores del ARI de los materiales liberadores y de los no liberadores de flúor.

Tabla 27. Comparación del ARI entre adhesivos liberadores y no liberadores de flúor. Sin atender al periodo de polimerización.

	Materiales liberadores de flúor			Materiales de control						
Variable	N	Media	DE	N	Media	DE	Levene	t Student	p	
ARI	176	0,93	0,83	71	1,04	0,90	NS	0,966	0,335	NS

Tabla 28. Comparación del ARI entre adhesivos liberadores y no liberadores de flúor, en diferentes momentos de polimerización. En polimerización "inmediata" (T1) y tardía a las 168 horas (T2).

		Materiales liberadores de flúor			Materiales de control						
	Variable	N	Media	DE	N	Media	DE	Levene	t Student	p	
T1	ARI	89	1,12	0,89	36	1,19	1,01	NS	0,388	0,699	NS
T2	ARI	87	0,72	0,73	35	0,89	0,76	NS	1,097	0,275	NS

Se estudió también el ARI según el tipo de grabado. Se comprobó que las muestras procesadas con adhesivos de autograbado presentaban valores ligeramente menores de este índice, pero prácticamente iguales, sin diferencia estadísticamente significativa. Los datos pueden observarse en la tabla 29.

Tabla 29. Comparación del ARI para adhesivos de autograbado y de grabado convencional.

	Grabado tradicional			Autograbado					
Variable	N	Media	DE	N	Media	DE	Levene	t Student	p
ARI	176	0,98	0,79	71	0,92	0,99	14,707	0,466	0,642 NS

Así mismo, se hizo la distinción para el ARI entre adhesivos de autograbado y de grabado convencional, pero teniendo en cuenta los diferentes tiempos de procesado (“inmediato” y a los 7 días). En el caso del descementado “inmediato”, el ARI para los adhesivos tradicionales era ligeramente menor que el de los de autograbado (diferencia no significativa estadísticamente). Sin embargo, a los 7 días el ARI era menor para los grupos de autograbado, y en este caso con significación estadística. Los datos pueden verse en la tabla 30.

Tabla 30. **Valores medios del índice ARI para adhesivos de autograbado y de grabado convencional.** Medias de los 14 grupos de experimentación, en dos tiempos: Inmediatamente después de la adhesión de las probetas (T1) y después de 7 días (T2).

	Variable	Grabado tradicional			Autograbado			Levene	t Student	p
		N	Media	DE	N	Media	DE			
T1	ARI	89	1,09	0,87	36	1,28	1,03	5,017	0,962	0,340
T2	ARI	87	0,86	0,68	35	0,54	0,81	NS	2,200	0,030

DISCUSIÓN

Este trabajo “in vitro” ha evidenciado que la adhesión de brackets a esmalte utilizando adhesivos liberadores de flúor es tan eficaz como la conseguida con otros sistemas fotopolimerizables habituales.

No existe un trabajo previo en el que se haga una comparación a siete de estos materiales, ni siquiera en lo referente a fuerzas de adhesión. También puede considerarse éste un trabajo completo en lo que respecta a que hace ensayos de fuerza de descementado de brackets en dos momentos diferentes, que pueden asimilarse a dos situaciones clínicas: El día en el que se colocan los brackets y tras unos días (7), cuando con seguridad se ha producido una polimerización completa del espesor del material (una vez acabada la polimerización residual) y los brackets han pasado unos días en el medio oral.

1. ASPECTOS METODOLÓGICOS.

Comentaremos ahora algunos aspectos concretos sobre la metodología del presente estudio.

En primer lugar, debemos recordar que a pesar de realizarse muchos esfuerzos para conseguir simular medios “vivos” en modelos “ex vivo”, hay muchos factores muy difíciles de asimilar, tales como las tensiones generadas tanto por el arco como por la oclusión, los valores extremos de pH, las variaciones de temperatura, y la presencia de una compleja microflora oral y sus productos derivados. De hecho, este último factor ha supuesto alteraciones sustanciales en las propiedades de la estructura y superficie tanto del esmalte como de los materiales dentales, que en ocasiones pueden llegar a debilitar muy significativamente las fuerzas de cementado de los adhesivos dentales [Eliades y Brantley, 2000]. Sin perder de vista esto, en el presente estudio hemos hecho un gran esfuerzo por disminuir diferencias entre las condiciones de los distintos grupos experimentales.

El medio de almacenamiento inicial de las muestras fue el cloruro de cetilpiridinio al 0.1%. Este medio no se había utilizado en ninguno de los estudios antecedentes que se estudiaron, pero en una revisión hecha ex profeso para seleccionar el líquido de conservación de dientes más adecuado, se siguió la recomendación de Ziskind et al [Ziskind et al, 2003]: Comentaban que el cloruro de cetilpiridinio no afecta al esmalte mientras que el timol es un compuesto fenólico que podría actuar como un agente oxidante y reaccionar con los radicales libres produciendo una inhibición de la polimerización de los monómeros de metacrilato del adhesivo. Es éste un apunte teórico. En cualquier caso en el artículo no encontraban diferencias significativas en las fuerzas de adhesión a esmalte en dientes conservados en timol al 0.1% frente a los dientes conservados en cloruro de cetilpiridinio al 0.1%. Pero ese apunte teórico sobre las interacciones químicas de los grupos fenólicos bastó para decidimos a utilizar cloruro de cetilpiridinio al 0.1% como medio de almacenamiento de dientes contaminados.

En este sentido también hay una gran variabilidad entre autores, y se utilizan cloramina T, formalina neutra, agua corriente y, principalmente, timol.

Parece lógico que en lo relativo a esta solución de almacenamiento lo ideal es conseguir mantener las muestras en un estado lo más parecido al original “in vivo” pero evitando que haya proliferación microbiana. En el caso del esmalte dentario que va a ser utilizado para ensayos de adhesión parece muy importante que se mantenga sin descalcificaciones: A este respecto Ten Cate [Ten Cate, 1999] (1999) comentaba que la desmineralización está en función del pH y de la concentración de flúor en el medio. Por ello en nuestro estudio se prestó mucha atención al mantenimiento de un pH neutro, y éste fue también el motivo de seleccionar después un agua mineral que tuviera pH 7, después de haber hecho una prospección entre diferentes aguas minerales y del grifo (de diferentes lugares), como medio de conservación de las muestras preparadas.

Para minimizar la variabilidad potencial de la fuerza de adhesión debida a los diferentes tipos de dientes, los especímenes se estratificaron, de modo que cada muestra tuviera la misma cantidad de cada tipo de diente.

Otro tipo de soluciones dadas a este problema es utilizar cada espécimen (cada diente, sustrato) para adherir no uno sino varios brackets, cada uno de ellos con un protocolo experimental diferente. Así se eliminaría el sesgo entre grupos comparados por las posibles diferencias del sustrato, por ejemplo, en la edad de los dientes o en la composición de los mismos [Dunn, 2007].

Un aspecto metodológico que puede ser controvertido es la preparación de la superficie del esmalte previa a la colocación de brackets. En el estudio se aplanaron las superficies dentarias para asimilarlas en lo posible entre sí y a la superficie de los botones que se iban a pegar (de base plana, también). El aplanamiento de las superficies de esmalte se realizó en un grado mínimo porque, intencionadamente, se montaban las muestras en el acrílico prácticamente a ras, para poder conseguir superficies planas quitando la menor cantidad posible de material dentario. Hay artículos precedentes sobre adhesión de brackets en los que también se aplanan las superficies de esmalte como preparación previa a la adhesión [Williams et al, 1976] [Bryant et al, 1985] [O'Brien et al, 1988] [Chalgren et al, 2007] [Kitayama et al, 2007] [Tomiya K et al, 2008]. Por otro lado, existe una especificación técnica [ISO/TS 11405:2003(E)] sobre investigación en adhesión dental, que recomienda el aplanamiento de la superficie de esmalte que va a ser sustrato para la adhesión, y de este modo conseguir especímenes reproducibles.

Bryant et al [Bryant et al, 1985] explican que la eliminación de la capa más superficial del esmalte permite reducir la variación entre las muestras en lo referente al contenido de fluoruros: En este caso lo hacen con una máquina de laboratorio para pulir, con hojas (de lija) de grano del 600 de carburo de silicio. Explican que lo hacen por dos razones:

- Las concentraciones de flúor en la superficie del esmalte de gente que vive en áreas geográficas diferentes varía muchísimo.
- Existe una recomendación emitida en 1967 por el Subcomité para la Metodología Estándar en los Ensayos para Materiales de Restauración Directa, del Grupo de Materiales Dentales de la International Association of Dental Research (IADR), que dice que los especímenes utilizados para pruebas de fuerza de adhesión a esmalte deben prepararse previamente con un pulido superficial. Seguramente es el documento antecedente de la especificación técnica ISO que hemos mencionado.

Ya en el trabajo de Williams et al [Williams et al, 1976] las superficies de esmalte eran aplanadas utilizando discos de carburo de silicio en una máquina rotatoria, con agua, de granos del 120 (125 μm) y del 800 (17 μm). Este alisado de las superficies de esmalte permite obtener superficies reproducibles además de eliminar cualquier detrito o contaminación de la estructura esmaltaria.

En su revisión, Fox et al [Fox et al, 1994], vieron que la composición del esmalte superficial difería de la del esmalte en capas algo más profundas. Los niveles de flúor son diferentes, y esto puede afectar al patrón de grabado y a la fuerza de adhesión. Y estos factores no se han estudiado tampoco en relación a la adhesión de brackets. Cuando los dientes utilizados son incisivos, estos suelen proceder de pacientes con patología periodontal (muy frecuentemente ancianos) y se sabe que el esmalte cambia con la edad, incluyendo el contenido de flúor de su superficie. No se ha investigado la diferencia entre la adhesión de brackets a dientes de jóvenes o de mayores, ni la diferencia de fuerza de adhesión entre brackets pegados en dientes que han estado en diferentes medios de conservación.

Fox et al [Fox et al, 1994] comenta en su revisión sobre adhesión de brackets, que en 12 de los 66 estudios analizados se hizo preparación del esmalte. Ésta preparación se hacía habitualmente con discos abrasivos. Fox se muestra contrario a esta preparación previa de las probetas y argumenta que el hecho de aplanar la superficie del esmalte para hacer las muestras más homogéneas, también puede diversificar los resultados de los diferentes estudios pues hay muchas formas de conseguir dejar estas superficies planas. Dice además que esta técnica hace escapar la metodología de la situación real en la clínica a la hora de poner brackets

Sin embargo, este artículo no da importancia al medio utilizado para conservar los dientes extraídos antes de realizar la adhesión de brackets sobre ellos, lo único que establece es que esta adhesión experimental debería realizarse no más allá de los 6 meses de almacenamiento de las muestras después de su extracción. Además propone como punto de aplicación la ranura del bracket, a través de un alambre insertado en la misma, del que se traccionaría y este procedimiento no parece corresponderse con la situación “in vivo” de la clínica, en la que el descementado de los brackets suele generarse a partir de fuerzas que no parten de la ranura, si no que son aplicadas en la mayoría de los casos sobre las aletas.

Se consideró importante introducir en el protocolo grupos de experimentación en los que las pruebas de fuerza sobre los brackets se realizaran en la primera media hora después de ser pegados, tratando de simular la situación clínica habitual, en la que se colocan los arcos de ortodoncia (con la habitual activación correspondiente). Esta es una similitud con el estudio de Bishara et al de 2005. Una diferencia con la metodología de ese trabajo es que la velocidad de la cizalla en la máquina para test de fuerzas fue de 5 milímetros por minuto, mientras que nosotros utilizamos una velocidad de ensayo mucho menor (1 milímetro por minuto).

Una crítica se podría hacer al artículo de Bishara et al [Bishara et al, 2005], y es que aunque la fuerza de adhesión es igual si se polimeriza el sellante previamente a la aplicación del bracket con resina que si se hace en un sólo paso, existen ventajas hipotéticas en hacerlo en dos pasos:

- La superficie queda totalmente lisa y polimerizada: Sobre ella no se produce microrretención de placa y además los sobrantes de la pasta adhesiva se deslizarán mejor sobre una superficie tan lisa. Al realizar una polimerización rápida se deja menos tiempo para la inhibición de la formación de cadenas de monómeros, por oxidación de los radicales libres de estos monómeros, por eso es bastante posible que una fotopolimerización inmediata de cualquier material adhesivo será provechosa en este sentido.
- El hecho de retirar la pasta de composite cuando el sellante aún no está polimerizado puede provocar lagunas de material sellante sobre la superficie del esmalte en la periferia del bracket, con lo cual el objetivo protector del sellante fluorado se vería eliminado.
- Es la recomendación del fabricante.

Zachrisson et al [Zachrisson et al, 1979] hicieron una sugerencia práctica: Hay que evitar, en lo posible, la entrada de oxígeno en contacto con los adhesivos para ortodoncia. Para ello proponen, por ejemplo, evitar mezclar en exceso los materiales que lo necesiten (y podríamos decir que sería deseable no tener que mezclar materiales polimerizables en presencia de oxígeno). También por ello se ha procurado la polimerización de los adhesivos o sellantes (resina líquida) dentro de los protocolos para todos los grupos experimentales.

Podríamos considerar un punto débil de la presente investigación la ausencia de un sistema de termociclado automatizado, mediante la utilización de alguna máquina para el mismo. No obstante, sin un termociclado de estas características, hemos encontrado un resultado parecido al de Kitayama et al [Kitayama et al, 2007], que encontraron que los dos sistemas adhesivos de autogrado que probaron eran significativamente más resistentes a los procesos de termociclado que los dos sistemas adhesivos convencionales que utilizaron. A pesar de esta significación estadística, lo cierto es que las fuerzas de adhesión que se obtenían una vez hecho el proceso de termociclado eran muy parecidas tanto para unos materiales como para otros, al igual que en nuestra investigación. Y en cualquiera de los casos, las fuerzas de descementado obtenidas en ambos estudios estaban bastante por encima de los niveles de fuerzas considerados suficientes para los brackets de ortodoncia.

Por otro lado, Amm et al [Amm et al, 2008] no encontraron diferencias estadísticamente significativas en los resultados de fuerza de descementado, con y sin termociclado (2500 veces, 5°C-37°C-55°C).

Es preciso destacar la conveniencia del análisis de Weibull, para estudios de descementado [Eliades y Brantley, 2000], como el presente, dado el comportamiento dispar en los diferentes especímenes al medir las fuerzas de adhesión. De hecho, debido a la gran dispersión de resultados, éstos no se ajustaron a la distribución normal para algunos grupos experimentales.

2. ADHESIÓN: FUERZAS DE DESCEMENTADO DE BRACKETS.

En el apéndice 2 se muestra un resumen de la revisión de los artículos sobre adhesión de brackets con método y exposición de resultados “comparables” con los de nuestro estudio. Se detallan diferentes datos sobre cada una de las investigaciones; su lectura hace notar que no existen dos estudios que obtengan resultados totalmente comparables, como ya indicaron otros autores anteriormente [Fox et al, 1994] [Mandall et al, 2006].

En nuestro estudio no se han encontrado diferencias significativas en la fuerza de adhesión de brackets a esmalte comparando, en conjunto, todos los adhesivos liberadores de flúor (grupos experimentales: Proseal, Fluorsure, Ortho Solo, Transbond Plus Self Etching, Futurabond DC) frente a los adhesivos convencionales (grupos control: Transbond XT y Assure). Por ello, podemos decir que el factor flúor dentro de la composición de los adhesivos no parece determinante para su adhesión.

Quizás el estudio más parecido al nuestro es el publicado por Sinha et al [Sinha et al, 1997]. Son bastante similares tanto el objeto del estudio, como los resultados, y las conclusiones que se pudieron derivar.

Otro estudio parecido es el de Lodaya et al [Lodaya et al, 2011], aunque en su caso no han tenido en cuenta únicamente el componente adhesivo como variable, sino que compararon fuerzas de descementado entre diferentes sistemas de adhesión compuestos (resina líquida + cemento adhesivo). No obstante, los resultados obtenidos son similares a los de nuestra investigación, pues comprueban que el componente flúor integrado en los sistemas adhesivos no es un factor determinante con respecto a la fuerza adhesiva.

Es interesante ver que los valores medios de fuerza de adhesión de brackets obtenidos en nuestro estudio son similares a los obtenidos en la mayoría de los estudios, aunque claramente superiores a los obtenidos en estos otros [Reynolds y von Fraunhofer, 1976a] [Bishara et al, 2005] [Faltermeier et al, 2007] [Bishara et al, 2007] [Ahn et al, 2009] [Abdelnaby y Al-Wakeel, 2010b].

En un trabajo parecido al actual, publicado en 2005 por Bishara et al [Bishara et al, 2005], en el que se compararon las fuerzas de adhesión de brackets entre Proseal (liberador de flúor, grupo experimental) y Transbond (control, adhesivo establecido), se vio que no había diferencias estadísticamente significativas entre las fuerzas de adhesión entre estos materiales. Sin embargo, los valores de las fuerzas de descementado obtenidas fueron menores en el estudio de Bishara et al. También hay algunas diferencias en cuanto a que no preparaban los dientes sobre los que iban a realizar la adhesión de brackets y en cuando al medio de conservación de los dientes hasta ser procesados.

Mitchell [Mitchell, 1992b] tampoco encontró diferencias significativas entre dos materiales para adhesión de brackets en cuanto al índice de descementado (6% material liberador de flúor, 15% material convencional de control).

En un artículo de Vicente-Hernández y Bravo-González [Vicente-Hernández y Bravo-González, 2005] se experimentó con uno de los adhesivos utilizados en este trabajo: El Transbond Plus Self Etching. En el trabajo de Vicente-Hernández y Bravo-González se consiguieron fuerzas de 12,2 MPa y 14,3 MPa a las 24 horas, similares a las de 12,48 MPa que obtuvimos nosotros en el descementado “inmediato”, pero algo inferiores a las de 20,81 MPa obtenidas a las 168 horas.

En el ya mencionado estudio de Bishara et al [Bishara et al, 2005] se hacían pruebas de resistencia al descementado al poco tiempo de producirse la adhesión, por lo tanto comparables a las de los grupos de experimentación en T1 de nuestro estudio. Las fuerzas de adhesión obtenidas no coincidieron ni para el grupo control con Transbond XT (11,60 MPa en nuestro estudio y 4,9 MPa en el suyo), ni para el grupo experimental Proseal (17,27 MPa en nuestro estudio frente a sólo 4,8 MPa en el estudio de Bishara et al). Sí son más parecidas a las cifras obtenidas por Lowder et al [Lowder et al, 2008], en su estudio de descementado a los 31 días, -siendo el último día de almacenaje de muestras utilizado para hacer termociclado,- en el que obtuvieron para Transbond XT 13,9 MPa y para Proseal 13,1 MPa.

Reynolds [Reynolds, 1975], estableció que la mínima *presión* de descementado de brackets aceptable en la clínica ortodóncica era de 50 kg/cm² (4.9 MPa). Pero no hay datos de la mínima *fuerza* de descementado requerida.

Tan sólo dos de los adhesivos estudiados en nuestro estudio mostraron una diferencia significativa en la fuerza de descementado “inmediato” frente al realizado después de 7 días: Fueron los materiales Transbond XT y Transbond Plus Self Etching. Esto contrasta con el estudio de Hajrassie y Khier [Hajrassie y Khier, 2007], que no encontraron diferencias significativas entre las fuerzas de descementado a los 10 minutos, 24 horas, 7 días y 28 días de la adhesión, para el material Transbond XT.

Estos mismos autores [Hajrassie y Khier, 2007] encontraron que la fuerza de descementado de brackets adheridos mediante Transbond XT es significativamente menor “in vivo” que “in vitro”. Este dato es importante dado que nos permite ser críticos frente a los estudios “in vitro”, además de ser un posible objeto de futuras investigaciones.

Turk et al [Turk et al, 2007] coinciden con el presente trabajo con respecto al paso de las horas en relación a una significativa mayor fuerza de adhesión de los materiales.

3. ADHESIVE REMNANT INDEX (ARI).

Con respecto al ARI, en nuestro estudio hemos visto que, salvo para el material Transbond Plus Self Etching en el descementado “inmediato”, la mayoría de los especímenes presentaban índices 0 ó 1, es decir, quedaba más material de adhesión en la base del bracket que en la superficie del esmalte. En otras palabras, en nuestro estudio prevaleció el fracaso de adhesión al esmalte frente al fracaso de adhesión a la base del bracket. Esta característica fue común tanto para los adhesivos liberadores como para los no liberadores de flúor.

Esto contrasta con lo encontrado por otros autores para adhesivos similares (e incluso en algunos casos para los mismos adhesivos) [Powers, 1995] [Mavropoulos et al, 2005] [Dunn, 2007] [Amm et al, 2008] [Lowder et al, 2008] [Ahn et al, 2009] [Al-Saleh y El-Mowafy, 2010], pero también existen estudios con resultados similares a los del presente trabajo [Kitayama et al, 2007] [Scougall Vilchis et al, 2007b] [Iijima et al, 2008]. Por ejemplo Tan et al [Tan et al, 1997] (1997) encontraron que en la mayoría de las probetas, en los tres grupos experimentales, el fracaso estaba en la unión adhesivo-esmalte (ARI 0 y 1) y no era una rotura adhesivo-bracket (ARI 2 y 3), en los siguientes porcentajes, 85% y 15% respectivamente.

Para Vicente-Hernández y Bravo-González [Vicente-Hernández y Bravo-González, 2005] la superficie media que quedaba ocupada por adhesivo sobre el diente era del 40% para el caso de Transbond XT y del 19% para el sistema APC Plus. Estas cifras se corresponderían con un índice ARI de 1.

En el estudio de Fox et al [Fox et al, 1991] el punto de fractura para el Ketac-Cem fue la interfase esmalte-cemento en todos los casos (ARI=0). De los 30 especímenes cementados con Right-On 28 fueron descementados en la interfase cemento-bracket (ARI=3) y los otros dos fueron ARI 1 ó 2. De los 30 especímenes, cementados con Direct, 26 fallaron en la interfase cemento-bracket (ARI=3), y 4 tuvieron ARI 1 ó 2.

O'Brien et al [O'Brien et al, 1988] determinaron que no existe una relación directa entre la fuerza de adhesión de los brackets y el grado de residuo que queda en el diente, sino que esto último depende del diseño de la base del bracket y de las propiedades del adhesivo utilizado.

Idealmente la adhesión de los bracket debería ser [Mandall et al, 2006]:

- Lo suficientemente resistente como para mantener los brackets adheridos a los dientes durante la duración del tratamiento.
- No tan resistente como para que la superficie del diente se dañe cuando se retira el aparato.

En cuanto a la retirada del adhesivo protector después del tratamiento de ortodoncia, en su estudio, Wenderoth et al [Wenderoth et al, 1999] observaron que resultaba muy difícil detectar los restos del sellante cuando se limpiaban los dientes, tras la retirada de los brackets.

Pus y Way [Pus y Way, 1980] establecieron que podría producirse una pérdida de esmalte, a causa de la adhesión y retirada de los brackets, de 26,1-31,8 μm cuando se utilizaban resinas sin relleno y de 29,5-41,2 μm en el caso de utilizar resinas con relleno. Para conocer su significación clínica, esta pérdida de espesor de esmalte debería compararse con el espesor total del esmalte, con el desgaste natural superficial y con la profundidad de una potencial desmineralización. El esmalte en esta zona mide entre 1000 μm y 2000 μm , con lo que, considerando una pérdida media de 29 μm por la remoción del adhesivo de ortodoncia, ésta supondría como mucho un 3% del esmalte a ese nivel. La pérdida de esmalte por desgaste se ha calculado en 6.4 μm por año. Pérdida por una profilaxis con copa de pulir: 5 μm . Así, la pérdida relativa a la remoción del adhesivo equivaldría a 2 años de desgaste normal del esmalte con una profilaxis por año. Es posible también que parte de este adhesivo se vaya desgastando, lo que puede hacer más fácil su retirada al final del tratamiento [Frazier et al, 1996].

Debido a la existencia de determinadas irregularidades y grietas en el esmalte, éstas podrían ser rellenadas por el adhesivo formando “tags”, con una profundidad de 80-170 μm hacia el espesor del esmalte. La remoción de estos “tags” no es necesaria, pues estos rellenos se ha visto que son resistentes a la caries [Frazier et al, 1996]. Pero en el caso de que alguno de los componentes del sistema adhesivo tenga propiedades fluorescentes, el hecho de dejar algo de material sobre el diente podría ser negativo para las relaciones sociales de los pacientes, pues en locales con luz azul estos restos de materia podrían hacerse patentes en el momento más inoportuno. (Esta “ventaja” de Proseal, podría llegar a considerarse una desventaja, sobre todo cuando hay antecedentes de estudios que no encontraron utilidad práctica de la fluorescencia en el momento exacto de la retirada de adhesivo de brackets sobrante).

4. OTROS ASPECTOS.

4.1. Flúor y prevención de las descalcificaciones del esmalte.

Otro aspecto que debería ser objeto de futuras investigaciones es la cuantificación de flúor liberado por los materiales supuestamente liberadores de flúor. Experimentos del estilo del de Soliman et al [Soliman et al, 2006] deberían emularse y también realizarse para nuevos materiales, por ejemplo, para los que se han probado en el presente estudio.

Con respecto a este estudio concreto [Soliman et al, 2006], que estudió la liberación de flúor por parte de Proseal, se podría sugerir una crítica, y es la poca cantidad de líquido que ponen con cada disco de material, y que la medición la hacen cada semana y no presentan resultados de la liberación diaria (posiblemente el primer día la liberación de flúor sea muy grande y sin embargo el resto de los días de la semana sea bastante más baja). En este sentido, el aclaramiento constante que hay en la boca no se corresponde con la situación de tener un material inmerso en el mismo líquido (en poca cantidad además) durante una semana. Por otro lado, prestan poca atención al aporte frecuente de flúor que supone la utilización de dentífricos, ya que realizan una medición semanal.

Incluso cuando el flúor se aplica a concentraciones de cientos de partes por millón, en el medio oral sus niveles caen por debajo de 1 ppm en 10 minutos y por debajo de 0.1 ppm en 30 minutos

El gran potencial de desmineralización alrededor de los brackets podría estar ayudado por el grabado ácido de ciertas zonas que luego no sean cubiertas por adhesivo. La mayor solubilidad del esmalte grabado se reduce principalmente después de 24 horas, pero este esmalte tarda aún algo más en normalizarse completamente (es decir, es más susceptible de sufrir mancha blanca) [Joseph et al, 1994]. Esto hace pensar que sería pertinente cubrir con adhesivo – liberador de flúor en lo posible- todo esmalte grabado.

Pero utilizando la técnica de sellar superficies susceptibles de desmineralización con un adhesivo, podrían aparecer las lesiones de desmineralización en otras áreas: Concretamente en los márgenes de la zona cubierta con adhesivo [Frazier et al, 1996].

Por ello deberíamos realizar más investigaciones sobre protocolos combinados: Øgaard et al [Øgaard et al, 2001] encontraron que la utilización de un barniz de flúor (Fluor Protector, difluorosilano 5%) cada 3 meses, o la aplicación del gel de flúor / gel de clorhexidina (Cervitec, clorhexidina 1% y timol 1%) alternándose cada 6 semanas, redujeron la incidencia de manchas blancas durante el tratamiento con ortodoncia fija en un periodo de un año.

Estos protocolos deberían incidir sobre las actuaciones del ortodoncista (por ejemplo, la utilización de adhesivos liberadores de flúor para la colocación de brackets) pero también deberían tener un componente de mantenimiento a medio-largo plazo. Ya Soliman et al [Soliman et al, 2006] afirmaron que para el fenómeno de remineralización del esmalte es más importante el tiempo de exposición a fluoruros que la concentración utilizada de éstos [Dionysopoulos et al, 2003a]. Incluso se ha sugerido un efecto anti-desmineralización del esmalte cuando se tienen constantemente concentraciones muy pequeñas de flúor cerca de la superficie del esmalte, de hasta 0.02-0.06 ppm [Ten Cate, 1999].

Aún no se conocen estudios “in vivo” sobre la efectividad de ninguno de los materiales liberadores de flúor probados en este estudio frente a la aparición de descalcificaciones durante el tratamiento de ortodoncia con aparatología fija.

Sonis y Snell [Sonis y Snell, 1989] consiguen unos resultados excelentes con un sistema adhesivo liberador de flúor (FluorEver, Macrochem Corp.), en un estudio “in vivo” en el que se comprobó una prevención absoluta de las descalcificaciones de esmalte en dientes de pacientes tratados mediante ortodoncia fija durante una media de 25 meses. La adhesión utilizando este sistema no se diferenció de la conseguida con un sistema adhesivo convencional. Desafortunadamente parece que este material tan efectivo desapareció del mercado, por causas no averiguadas por el autor de este trabajo: Al menos, no ha sido posible tener ninguna referencia actual del mismo.

Otros sellantes han demostrado su efectividad anti-desmineralización in-vitro [Joseph VP et al 1994] [Frazier MC et al 1996], pero estudios realizados después in-vivo no han mantenido los mismos resultados [Banks PA et al 1994] [Wenderoth CJ et al 1999].

Por todo ello, parece necesario realizar ensayos clínicos para evaluar la efectividad de estos adhesivos para la prevención de las descalcificaciones durante el tratamiento de ortodoncia, sin dejar de valorar también “in vivo” su comportamiento mecánico.

4.2. Adhesivos autograbantes frente a adhesivos de grabado convencional.

Por último, en cuanto al comportamiento de los adhesivos autograbantes frente a los de grabado convencional, en nuestro estudio no hemos encontrado diferencias significativas para la fuerza de adhesión. Coinciden en esto Turk et al en su estudio [Turk et al, 2007] y también la revisión y meta-análisis de Fleming et al [Fleming et al, 2012].

Tan solo hemos podido detectar una pequeña diferencia estadísticamente significativa en cuanto al ARI en el descementado a los 7 días, del que se obtuvo una media menor en el caso de los adhesivos autograbantes frente a los de grabado convencional.

La utilización de adhesivos de autograbado se recomienda porque en una observación con microscopio electrónico, puede observarse como el grabado convencional con ácido ortofosfórico al 37% produce una mayor pérdida de esmalte que la utilización de un adhesivo autograbante [Scougall Vilchis et al, 2007a].

Grewal [Grewal, 2006] midió, mediante un estudio “in vivo”, el porcentaje de descementado producido durante un periodo de 6 meses. Encontró que el porcentaje de fracasos de adhesión con adhesivo de autograbado Transbond Self Etching Plus (6,94%) no era estadísticamente diferente al porcentaje de fracasos obtenido con adhesivo convencional Transbond XT (5,71%). Por ello, los adhesivos de autograbado podrían considerarse una alternativa mejor que los adhesivos convencionales porque, debido al patrón de grabado de los primeros, se consigue minimizar la pérdida de esmalte.

Manning et al [Manning et al, 2006] obtuvieron, para los mismos materiales, unos porcentajes de descementado a los 6 meses de 1,7% y 2,0%. Los porcentajes de descementado medidos durante todo el tratamiento con ortodoncia fija fueron de 7,0% para el Transbond Self Etching Plus y del 7,4% para el Transbond XT. En ninguno de los dos casos, las diferencias fueron estadísticamente significativas.

Probando los mismos materiales, en otro estudio sobre pacientes, Banks y Thiruvengkatachari [Banks y Thiruvengkatachari, 2007] obtuvieron resultados similares (4,8% de brackets descementados para Transbond Self Etching Plus, 3,5% para Transbond XT; sin diferencia estadísticamente significativa).

Sin embargo, varios autores [Scougall Vilchis et al, 2007b] [Al-Saleh y El-Mowafy, 2010] [Mansour et al, 2011] han encontrado fuerzas de adhesión significativamente mayores con grabado convencional que con adhesivos de autograbado.

CONCLUSIONES

1. La adhesión de brackets a esmalte utilizando adhesivos liberadores de flúor es tan eficaz como la conseguida con otros sistemas fotopolimerizables habituales.
2. Todos los grupos de experimentación presentan valores medios de fuerza de adhesión (en MPa) por encima de la cifra que se ha considerado suficiente para la adhesión de brackets (4,9 MPa).
3. Se observa un aumento significativo de la fuerza de adhesión pasados siete días tras la polimerización. No obstante, esta observación no es uniforme para todos los materiales, incluso hay un material que muestra una tendencia opuesta (Proseal).
4. Al comparar las fuerzas de adhesión de todos los grupos de experimentación, por separado, se encontraron diferencias significativas entre los grupos descementados a los siete días (T2) de Transbond Plus Self Etching y Assure, ambos con niveles de fuerzas altos, frente a Fluorsure, Transbond Plus Self Etching y Transbond Plus en T1 (descementado “inmediato” tras la adhesión) y Proseal en T2, con valores más bajos.
5. Haciendo comparaciones entre los grupos de experimentación descementados inmediatamente tras la adhesión (T1), no se encuentran diferencias significativas. Sin embargo, en el descementado 7 días tras la adhesión (T2) sí hay diferencias entre Transbond Plus Self Etching y Assure, por un lado, con una mayor resistencia al descementado, frente a Proseal.
6. El análisis de Weibull ha resultado un método esclarecedor para el estudio de la resistencia al descementado de adhesivos dentales. Desde el prisma de este análisis, no se han podido establecer diferencias entre los adhesivos por el hecho de liberar o no liberar flúor, pero sí se ha determinado que adhesivos como Futurabond DC, Transbond Plus Self Etching o Assure muestran comportamientos superiores, frente a un comportamiento algo inferior en el caso de Ortho Solo o Fluorsure.
7. En cuanto al ARI (Adhesive Remnant Index), la mayoría de las muestras están entre índices 0 y 1 (fracaso de la adhesión en la unión al esmalte) especialmente en los grupos de adhesivo liberador de flúor. Aunque no se encuentran diferencias significativas en el ARI comparando, en conjunto, todos los adhesivos liberadores de flúor frente a los adhesivos convencionales.
8. Existe una evolución estadísticamente significativa en los valores del ARI en relación al tiempo transcurrido tras la polimerización, de modo que las muestras descementadas siete días después de la polimerización inicial tienen valores del ARI menores que las muestras descementadas “inmediatamente” después de la polimerización. También para el ARI hay un material que presentó una tendencia opuesta (Assure).

9. La fuerza de adhesión conseguida con los adhesivos de autograbado es similar a la obtenida con adhesivos de grabado convencional.
10. En un análisis general, se obtienen valores de ARI similares para los adhesivos de autograbado que para los adhesivos de grabado convencional. Tan solo se detectan diferencias estadísticamente significativas al comparar medias del ARI en T2 (siete días -168 horas- tras la polimerización): En este caso los valores son menores para los adhesivos de autograbado.

BIBLIOGRAFÍA

Abdelnaby YL, Al-Wakeel EE. Influence of modifying the resin coat application protocol on bond strength and microleakage of metal orthodontic brackets. *Angle Orthod* 2010a; 80: 378-384.

Abdelnaby YL, Al-Wakeel EES. Effect of early orthodontic force on shear bond strength of orthodontic brackets bonded with different adhesive systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010b; 138: 208-214.

Ahn SJ, Lee SJ, Kook JK, Lim BS. Experimental antimicrobial orthodontic adhesives using nanofillers and silver nanoparticles. *Dent Mat* 2009; 25: 206-213.

Ahn SJ, Lee SJ, Lee DY, Lim BS. Effects of different fluoride recharging protocols on fluoride ion release from various orthodontic adhesives. *J Dent* 2011; 39(3): 196-201.

Al-Saleh M, El-Mowafy O. Bond strength of orthodontic brackets with new self-adhesive resin cements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010; 137(4): 528-533.

Amm EW, Hardan LS, BouSerhal JP, Glasl B, Ludwig B. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with self-etching primer to intact and pre-conditioned human enamel. *J Orofac Orthop* 2008; 69(5): 383-392.

Årtun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod* 1984; 85(4): 333-340.

Banks PA, Richmond S. Enamel sealants: a clinical evaluation of their value during fixed appliance therapy. *Eur J Orthod* 1994; 16: 19-25.

Banks P, Thiruvengkatachari B. Long-term clinical evaluation of bracket failure with a self-etching primer: a randomized controlled trial. *J Orthod* 2007; 34: 243-251.

Basdra EK, Huber H, Komposch G. Fluoride released from orthodontic bonding agents alters the enamel surface and inhibits enamel demineralization in vitro. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1996; 109(5): 466-472.

Bishara SE, Ajlouni R, Soliman MM, Oosombat C, Lafoon JF, Warren J. Evaluation of a new nano-filled restorative material for bonding orthodontic brackets. *World J Orthod* 2007; 8: 8-12.

Bishara SE, Oosombat C, Soliman MMA, Warren J. Effects of using a new protective sealant on the bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod* 2005; 75: 239-242.

Bishara SE, Ostby AW, Lafoon J, Warren JJ. A self-conditioner for resin-modified glass ionomers in bonding orthodontic brackets. *Angle Orthod* 2007; 77(4): 711-715.

Brosh T, Strouthou S, Sarne O. Effects of buccal versus lingual surfaces, enamel conditioning procedures and storage duration on brackets debonding characteristics. *J Dent* 2005; 33: 99-105.

Bryant S, Retief DH, Bradley EL Jr, Denys FR. The effect of topical fluoride treatment on enamel fluoride uptake and the tensile bond strength of an orthodontic bonding resin. *Am J Ortod* 1985; 87: 294-302

Cady J, Rueggeberg F. Preliminary report of toothbrush wear of Pro Seal. 2005. (Trabajo no publicado, información de Reliance Inc).

Cain K, Flaitz C, Hicks J, English J, Powers JM, Rives T. Caries formation adjacent to orthodontic bonding agents, Presentación en formato poster nº 0837 en el 83 Congreso de la IADR/AADR/CADR, Baltimore 2005.

Calatayud J, Martín G. Bioestadística en la investigación odontológica. Madrid: Pues, 2003.

Chalgren R, Combe EC, Wahl AJ. Effects of etchants and primers on shear bond strength of a self-ligating esthetic orthodontic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 132: 577.e1-577.e5.

Chan DCN, Swift Jr EJ, Bishara SE. In vitro evaluation of a fluoride-releasing orthodontic resin. *J Dent Res* 1990; 69(9): 1576-1579.

Chatzistabrou E, Eliades T, Zinelis S, Athanasiou AE, Eliades G. Fluoride release from an orthodontic glass ionomer adhesive in vitro and enamel fluoride uptake in vivo. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010; 137(4): 458.e1-458.e8.

Clark SA, Gordon PH, McCabe JF. An ex vivo investigation to compare orthodontic bonding using a 4-META-based adhesive or a composite adhesive to acid-etched and sandblasted enamel. *J Orthod* 2003; 30: 51-58.

Cohen WJ, Wiltshire WA, Dawes C, Lavelle CLB. Long-term in vitro fluoride release and rerelease from orthodontic bonding materials containing fluoride. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 124: 571-576.

Corzo O, Bracho N, Pereira A, Vásquez A. Weibull distribution for modeling air drying of coroba slices. *Food Science and Technology* 2008; 41: 2023-2028.

Dionysopoulos P, Kotsanos N, Pataridou A. Fluoride release and uptake by four new fluoride releasing restorative materials. *J Oral Rehab* 2003a; 30: 866-872.

Dionysopoulos P, Kotsanos N, Koliniotou-Koubia E, Tolidis K. Inhibition of demineralization in vitro around fluoride releasing materials. *J Oral Rehab* 2003b; 30: 1216-1222.

Dijkman GEHM, de Vries J, Lodding A, Arends J. Long-term fluoride release of visible light-activated composites in vitro: a correlation with in situ demineralization data. *Caries Res* 1993; 27: 117-123.

Dubroc GC, Mayo JA, Rankine CAN. Reduction of caries and demineralization around orthodontic brackets: Effect of a fluoride-releasing resin in the rat model. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1994; 106: 583-587.

Dunn WJ. Shear bond strength of an amorphous calcium-phosphate – containing orthodontic resin cement. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2007; 131(2): 243-247.

Eliades T, Brantley WA. The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols. *Eur J Orthod* 2000; 22: 13-23.

Enaia M, Bock N, Ruf S. White-spot lesions during multibracket appliance treatment: A challenge for clinical excellence. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011; 140(1): e17-e24

Faltermeier A, Behr M, Rosentritt M, Reicheneder C, Müßig D. An in vitro comparative assessment of different enamel contaminants during bracket bonding. *Eur J Orthod* 2007; 29: 559-563.

Farrow ML, Newman SM, Oesterle LJ, Shellhart WC. Filled and unfilled restorative materials to reduce enamel decalcification during fixed-appliance orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 132: 577.e13-577.e18.

Fleming PS, Johal A, Pandis N. Self-etch primers and conventional acid-etch technique for orthodontic bonding: A systematic review and meta-analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012; 142(1): 83-94.

Fox NA. Fluoride release from orthodontic bonding materials, in vitro study. *Br J Orthod* 1990;17(4): 293-8.

Fox NA, McCabe JF, Gordon PH. Bond Strengths of Orthodontic Bonding Materials: An In-vitro Study. *Br J Orthod* 1991; 18(2): 125-130.

Fox NA, McCabe JF, Buckley J. A critique of bond strength testing in orthodontics. *Br J Orthod* 1994; 21: 33-43.

Frazier MC, Southard TE, Doster PM. Prevention of enamel demineralization during orthodontic treatment: An in vitro study using pit and fissure sealants. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1996; 110(5): 459-465.

García Pérez A. Estadística aplicada con SAS. Paracuellos de Jarama: Closas-Orcoyen, 1993.

García Pérez A. Estadística aplicada con R. Cizur Menor: Aranzadi, 2008.

Glantz EGM, Featherstone JBD. Demineralization related to orthodontic bands and brackets – a clinical study. *Am J Orthod* 1985; 87: 87.

Gómez de Ferraris ME et al. Esmalte. En: Gómez de Ferraris ME, Campos Muñoz A. *Histología y embriología bucodental*. Madrid: Panamericana, 2002; 271-315.

Gorelick L, Geiger AM, Gwinnett. Incidence of white spot formation after bonding and banding. *Am J Orthod* 1982; 81(2): 93-98.

Grewal J. Bond failure rates with self-etching primers versus convencional method. “A comparative clinical evaluation”. [Tesis Doctoral]. Belgaum: Rajiv Gandhi University of Health Sciences, Karnataka; 2006.

Hajrassie MKA, Khier SE. In-vivo and in-vitro comparison of bond strengths of orthodontic brackets bonded to enamel and debonded at various times. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 131: 384-390.

Hanes CM, Hanes PJ. Effective delivery systems for prolonged fluoride release: Review of literature. *J Am Dent Assoc* 1986; 113: 431-436.

Iijima M, Ito S, Yuasa T, Muguruma T, Saito T, Mizoguchi I. Bond strength comparison and scanning electron microscopic evaluation of three orthodontic bonding systems. *Dent Mat J* 2008; 27(3): 392-399.

Itota T, Torii Y, Nakabo S, Tashiro Y, Konishi N, Nagamine M et al. Effect of fluoride-releasing adhesive system on decalcified dentin. *J Oral Rehab* 2003; 30: 178-183.

ISO/TS 11405:2003(E). Dental materials – Testing of adhesion to tooth structure.

Joseph VP, Rossouw PE, Basson NJ. Some “sealants” seal. – A scanning electron microscopy (SEM) investigation. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1994; 105(4): 362-368.

Kitayama S, Nikaido T, Ikeda M, Foxton RM, Tagami J. Enamel bonding of self-etch and phosphoric acid-etch orthodontic adhesive systems. *Dent Mater J* 2007; 26(1): 135-143.

Levine RS. Action of fluoride in caries prevention. A review of current concepts. *Br Dent J* 1976; 140: 9-14.

Lim BS, Lee SJ, Lim YJ, Ahn SJ. Effects of periodic fluoride treatment on fluoride ion release from fresh orthodontic adhesives. *J Dent* 2011; 39: 788-794.

Lin J, Zhu J, Gu X, Wen W, Li Q, Fischer-Brandies H et al. Effects of incorporation of nano-fluorapatite or nano-fluorohydroxyapatite on a resin-modified glass ionomer cement. *Acta Biomater* 2011; 7(3): 1346-1353.

Lodaya SD, Keluskar KM, Naik V. Evaluation of demineralization adjacent to orthodontic bracket and bond strength using fluoride-releasing and conventional bonding agents. *Indian J Dent Res* 2011; 22(1): 44-49.

Lowder PD, Foley T, Banting DW. Bond strength of 4 orthodontic adhesives used with a caries-protective resin sealant. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 134: 291-295.

Mandall NA, Millet DT, Mattick CR, Hickman J, Macfarlane TV, Worthington HV. Adhesivos para brackets ortodóncicos fijos. *La Biblioteca Cochrane Plus* 2006, 4.

Mandall NA, Millet DT, Mattick CR, Hickman J, Worthington HV, Macfarlane TV. Orthodontic adhesives: a systematic review. *J Orthod* 2002; 29: 205-210.

Manning N, Chadwick SM, Plunkett D, Macfarlane TV. A randomized clinical trial comparing „one step“ and „two-step“ orthodontic bonding systems. *J Orthod* 2006; 33: 276-283.

Mansour AY, Drummond JL, Evans CA, Bakhsh Z. In vitro evaluation of self-etch bonding in orthodontics using cyclic fatigue. Part I, shear testing methods. *Angle Orthod* 2011; 81(5): 783-787.

Mavropoulos A, Staudt CB, Kiliaridis S, Krejci I. Light curing time reduction: in vitro evaluation of new intensive light-emitting diode curing units. *European J Orthod* 2005; 27: 408-412.

McCabe JF, Carrick TE. A statistical approach to the mechanical testing of dental materials. *Dent Mater* 1986; 2(4): 139-142.

Millet DT, Glenny AM, Mattick CR, Hickman J, Mandall NA. Adhesivos para las bandas ortodóncicas fijas. (Revisión Cochrane traducida). En: *La Biblioteca Cochrane Plus* 2008, número 2. Oxford: Update Software Ltd. Disponible en <http://www.update-software.com>

Mitchell L. Decalcification During Orthodontic Treatment With Fixed Appliances – An Overview. *British J Orthod* 1992; 19(3): 199-205.

Mitchell L. An investigation into the effect of a fluoride releasing adhesive on the prevalence of enamel surface changes associated with directly bonded orthodontic attachments. *Br J Orthod* 1992; 19(3): 207-214.

Mizrahi E, Smith DC. Direct attachment of orthodontic brackets to dental enamel. A preliminary clinical report. *Br Dent J* 1971; 130: 392-396.

Nanci A, coord. Ten Cate's Oral Histology. Development, Structure, and Function. Saint Louis: Mosby, 2003.

Newman GV. Epoxi adhesives for orthodontic attachments: Progress report. Am J Orthod 1965; 51: 901-912.

Northrup RG, Berzins DW, Bradley TG, Schuckit W. Shear bond strength comparison between two orthodontic adhesives and self-ligation and conventional brackets. Angle Orthod 2007; 77(4): 701-706.

O'Brien KD, Watts DC, Read MJF. Residual debris and bond strength –is there a relationship. Am J Ortod Dentofac Orthop 1988; 94: 222-230.

Øgaard B, Larsson E, Henriksson T, Birkhed D, Bishara SE. Effects of combined application of antimicrobial and fluoride varnishes in orthodontic patients. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001; 120: 28-35.

Powers JM. Bonding to dental substrates. En: Wise DL, Trantolo DJ, Altobelli DE, Yaszenaski MJ, Gresser JD, Schwartz ER (eds). Enciclopedia Handbook of Biomaterials and Bioengineering. Part B. Applications – Dental applications. New York: Marcel Dekker, 1995; 1639-1664.

Pratt KC, Hicks J, English JD, Bussa HI Jr, Flaitz CM, Powers JM. Fluoride-releasing orthodontic adhesives and topical fluoride effect on enamel caries formation: An in vitro study. Am J Dent 2010; 23(3): 179-184.

Pus MD, Way DC. Enamel loss due to orthodontic bonding with filled and unfilled resins using various clean up techniques. Am J Orthod 1980; 77: 269-283

Rawls HR. Preventive dental materials: sustained delivery of fluoride and other therapeutic agents. Adv Dent Res 1991; 5: 50-55.

Rawls HR. Evaluation of fluoride-releasing dental materials by means of in vitro and in vivo demineralization models: reaction paper. Adv Dent Res 1995; 9(3): 324-331.

Reynolds IR. A Review of Direct Orthodontic Bonding. Br J Orthod 1975; 2(3): 171-178.

Reynolds IR, von Fraunhofer JA. Direct Bonding of Orthodontic Brackets –a comparative study of adhesives. Br J Orthod 1976; 3(3): 143-146.

Reynolds IR, von Fraunhofer JA. Direct Bonding of Orthodontic Attachments to Teeth: the Relation of Adhesive Bond Strength to Gauze Mesh Size. British J Orthod 1976; 3(2): 91-95.

Rosang VD. Prevention of decalcification adjacent to orthodontic brackets. [Tesis doctoral]. London, Ontario, Canadá: University of Western Ontario; 2005.

Scougall Vilchis RJ, Hotta Y, Yamamoto K. Examination of enamel-adhesive interface with focused ion beam and scanning electron microscopy. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2007a; 131: 646-650.

Scougall Vichis RJ, Yamamoto S, Kitai N, Hotta M, Yamamoto K. Shear bond strength of a new fluoride-releasing orthodontic adhesive. *Dent Mater J* 2007b; 26(1): 45-51.

Sehgal V, Shetty VS, Mogra S, Bhat G, Eipe M, Jacob S et al. Evaluation of antimicrobial and physical properties of orthodontic composite resin modified by addition of antimicrobial agents – an in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 131(4): 525-529.

Sfondrini MF, Gatti S, Scribante A. Shear bond strength of self-ligating brackets. *Eur J Orthod* 2011; 33(1): 71-74.

Sinha PK, Nanda RS, Duncanson MGJr, Hosier MJ. In vitro evaluation of matrix-bound fluoride-releasing orthodontic bonding adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997; 111(3): 276-282.

Soliman MM, Bishara SE, Wefel J, Heilman J, Warren JJ. Fluoride release rate from an orthodontic sealant and its clinical implications. *Angle Orthod* 2006; 76: 282-288.

Sonis AL, Snell W. An evaluation of a fluoride-releasing, visible light-activated bonding system for orthodontic bracket placement. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1989; 95(4): 306-311.

Ruse ND. Question 2: What are the main factors I should consider when choosing between different bonding systems? En O'Keefe J. Point of Care. *J Can Dent Assoc* 2007; 73(4): 314-315.

Tan LS, Lew KKK, Toh SL. Effects of dietary oil contamination and absence of prophylaxis on orthodontic bonding. *Eur J Orthod* 1997; 19: 109-114.

Ten Cate JM. Current concepts on the theories of the mechanism of action of fluoride. *Acta Odontol Scand* 1999; 57: 325-329.

Tomiyaama K, Mukai Y, Teranaka T. Acid resistance induced by a new orthodontic bonding system in vitro. *Dent Mat J* 2008; 27(4): 590-597.

Turk T, Elekdag-Turk S, Isci D. Effects of self-etching primer on shear bond strength of orthodontic brackets at different debond times. *Angle Orthod* 2007; 77(1): 108-112.

Underwood ML, Rawls HR, Zimmerman BF. Clinical evaluation of a fluoride-exchanging resin as an orthodontic adhesive. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1989; 96(2): 93-99.

Valletta R, Prisco D, De Santis R, Ambrosio L, Martina R. Evaluation of the debonding strength of orthodontic brackets using three different bonding systems. *Eur J Orthod* 2007; 29: 571-577.

Vicente A, Bravo LA, Romero M, Ortiz AJ, Canteras M. Adhesion promoters: Effects on the bond strength of brackets. *Am J Dent* 2005; 18(6): 323-326.

Vicente-Hernández A, Bravo-González LA. Resistencia a las fuerzas de cizalla del sistema APC Plus. *Estudio in vitro*. *RCOE* 2005;10(1):61-65.

Vieira AR, Ribeiro de Souza IP, Modesto A. Fluoride uptake and release by composites and glass ionomers in a high caries challenge situation. *Am J Dent* 1999; 12: 14-18.

Weibull W. A Statistical Distribution Function of Wide Applicability. *J Appl Mech* 1951; 18: 293-297.

Wenderoth CJ, Weinstein M, Borislow AJ. Effectiveness of a fluoride-releasing sealant in reducing decalcification during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 116: 629-634.

Williams B, von Fraunhofer JA, Winter GB. Etching of enamel prior to application of fissure sealants. *J Oral Rehabilitation* 1976; 3: 185-188.

Zachrisson BU. A post-treatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *Am J Orthod* 1977; 71: 173-189.

Zachrisson BU, Heimgård E, Ruyter IE, Mjör IA. Problems with sealants for bracket bonding. *Am J Orthod* 1979; 75(6): 641-649.

Ziskind D, Gleitman J, Rotstein I, Friedman M. Evaluation of cetylpyridinium chloride for infection control in storage solution. *J Oral Rehab* 2003; 30: 477-481.

APÉNDICES

1. APÉNDICE 1.

Tabla A-1. **Fuerzas de adhesión e índice ARI de las muestras del grupo A1.** Ortho Solo (adhesivo) y Transbond (cemento), despegado de brackets “inmediato”.

Nº muestra	F (Kp)	F (N)	P (Mpa)	ARI (cuantitativo ordinal)
1	11,80	115,64	16,36 0	
2	10,90	106,82	15,11 0	
3	6,00	58,80	8,32	0
4	8,90	87,22	12,34 2	
5	5,50	53,90	7,62	1
6	14,40	141,12	19,96 1	
7	8,00	78,40	11,09 2	
8	4,10	40,18	5,68	0
9	3,50	34,30	4,85	3
10	44,80	439,04	62,10 0	
11	10,40	101,92	14,42 3	
12	8,20	80,36	11,37 2	
13	13,60	133,28	18,85 1	
14	6,90	67,62	9,56	0
15	10,80	105,84	14,97 2	
16	6,30	61,74	8,73	0
17	10,00	98,00	13,86 2	
18	11,30	110,74	15,66 2	

Tabla A-2. **Fuerzas de adhesión e índice ARI de las muestras del grupo A2.** Ortho Solo (adhesivo) y Transbond (cemento), despegado de brackets a los 7 días (168 horas).

Nº muestra	F (Kp)	F (N)	P (Mpa)	ARI (cuantitativo ordinal)
1	3,30	32,34	4,57	0
2	34,00	333,20	47,13 0	
3	16,30	159,74	22,59 1	
4	11,10	108,78	15,39 1	
5	11,40	111,72	15,80 1	
6	7,90	77,42	10,95 2	
7	6,40	62,72	8,87	0
8	38,80	380,24	53,78 1	
9	6,30	61,74	8,73	2
10	9,80	96,04	13,58 1	
11	11,60	113,68	16,08 0	
12	11,20	109,76	15,52 2	
13	10,20	99,96	14,14 2	
14	12,10	118,58	16,77 1	
15	8,10	79,38	11,23 1	
16	11,80	115,64	16,36 1	
17	13,50	132,30	18,71 2	
18	6,40	62,72	8,87	1

Tabla A-3. **Fuerzas de adhesión e índice ARI de las muestras del grupo B1.** Proseal (adhesivo) y Transbond (cemento), despegado de brackets “inmediato”.

Nº muestra	F (Kp)	F (N)	P (Mpa)	ARI (cuantitativo ordinal)
1	30,90	302,82	42,83 1	
2	11,70	114,66	16,22 1	
3	18,00	176,40	24,95 1	
4	8,40	82,32	11,64 1	
5	21,90	214,62	30,36 1	
6	12,40	121,52	17,19 1	
7	10,10	98,98	14,00 1	
8	17,50	171,50	24,26 1	
9	4,40	43,12	6,10	1
10	21,50	210,70	29,80 1	
11	4,70	46,06	6,51	1
12	5,70	55,86	7,90	2
13	12,70	124,46	17,60 1	
14	10,00	98,00	13,86 1	
15	14,70	144,06	20,38 1	
16	10,30	100,94	14,28 1	
17	4,70	46,06	6,51	0
18	4,70	46,06	6,51	1

Tabla A-4. **Fuerzas de adhesión e índice ARI de las muestras del grupo B2.** Proseal (adhesivo) y Transbond (cemento), despegado de brackets a los 7 días (168 horas).

Nº muestra	F (Kp)	F (N)	P (Mpa)	ARI (cuantitativo ordinal)
1	5,80	56,84	8,04	1
2	5,80	56,84	8,04	1
3	4,10	40,18	5,68	0
4			1	
5	4,90	48,02	6,79	0
6	9,20	90,16	12,75 1	
7	12,00	117,60	16,63 1	
8	9,10	89,18	12,61 1	
9	5,80	56,84	8,04	1
10	10,30	100,94	14,28 1	
11	11,00	107,80	15,25 1	
12	7,10	69,58	9,84	0
13	6,70	65,66	9,29	0
14	15,30	149,94	21,21 1	
15	5,90	57,82	8,18	1
16	18,40	180,32	25,50 0	
17	7,10	69,58	9,84	1
18	14,40	141,12	19,96 1	

Tabla A-5. **Fuerzas de adhesión e índice ARI de las muestras del grupo C1.** Fluorsure (adhesivo) y Transbond (cemento), despegado de brackets “inmediato”.

Nº muestra	F (Kp)	F (N)	P (Mpa)	ARI (cuantitativo ordinal)
1	5,30	51,94	7,35	0
2	9,30	91,14	12,89 0	
3	7,80	76,44	10,81 1	
4	6,70	65,66	9,29	2
5	4,50	44,10	6,24	0
6	9,40	92,12	13,03 1	
7	33,20	325,36	46,02 2	
8	9,00	88,20	12,48 1	
9	8,70	85,26	12,06 0	
10	8,00	78,40	11,09 1	
11	10,00	98,00	13,86 1	
12	8,30	81,34	11,50 1	
13	9,80	96,04	13,58 1	
14	8,90	87,22	12,34 1	
15	5,40	52,92	7,49	1
16	4,70	46,06	6,51	2
17	5,40	52,92	7,49	0
18	12,10	118,58	16,77 1	

Tabla A-6. **Fuerzas de adhesión e índice ARI de las muestras del grupo C2.** Fluorsure (adhesivo) y Transbond (cemento), despegado de brackets a los 7 días (168 horas).

Nº muestra	F (Kp)	F (N)	P (Mpa)	ARI (cuantitativo ordinal)
1	15,10	147,98	20,93 0	
2	12,30	120,54	17,05 1	
3	8,40	82,32	11,64 2	
4	11,80	115,64	16,36 1	
5	36,90	361,62	51,15 0	
6	10,40	101,92	14,42 1	
7	8,00	78,40	11,09 0	
8	14,60	143,08	20,24 1	
9	16,20	158,76	22,46 1	
10	16,10	157,78	22,32 1	
11	9,30	91,14	12,89 1	
12	6,70	65,66	9,29	2
13	5,60	54,88	7,76	0
14	10,30	100,94	14,28 1	
15	6,10	59,78	8,46	1
16	31,20	305,76	43,25 1	
17	4,30	42,14	5,96	0
18	5,80	56,84	8,04	0

Tabla A-7. **Fuerzas de adhesión e índice ARI de las muestras del grupo D1.** Transbond Plus Self Etching (adhesivo) y Transbond (cemento), despegado de brackets “inmediato”.

Nº muestra	F (Kp)	F (N)	P (Mpa)	ARI (cuantitativo ordinal)
1	13,30	130,34	18,44 0	
2	8,40	82,32	11,64 1	
3	20,60	201,88	28,55 0	
4	7,10	69,58	9,84	2
5	4,30	42,14	5,96	3
6	5,70	55,86	7,90	1
7	12,70	124,46	17,60 1	
8	10,40	101,92	14,42 0	
9	5,60	54,88	7,76	2
10	10,00	98,00	13,86 2	
11	10,30	100,94	14,28 2	
12	5,50	53,90	7,62	3
13	10,10	98,98	14,00 1	
14	7,20	70,56	9,98	2
15	10,20	99,96	14,14 3	
16	7,40	72,52	10,26 1	
17	7,40	72,52	10,26 2	
18	5,90	57,82	8,18	3

Tabla A-8. **Fuerzas de adhesión e índice ARI de las muestras del grupo D2.** Transbond Plus Self Etching (adhesivo) y Transbond (cemento), despegado de brackets a los 7 días (168 horas).

Nº muestra	F (Kp)	F (N)	P (Mpa)	ARI (cuantitativo ordinal)
1	16,00	156,80	22,18 0	
2	10,00	98,00	13,86 1	
3	16,40	160,72	22,73 0	
4	19,00	186,20	26,34 0	
5	31,40	307,72	43,52 0	
6	14,80	145,04	20,51 2	
7	15,30	149,94	21,21 0	
8	10,40	101,92	14,42 1	
9	14,50	142,10	20,10 1	
10	15,90	155,82	22,04 1	
11	14,30	140,14	19,82 1	
12	30,30	296,94	42,00 0	
13	11,40	111,72	15,80 2	
14	6,80	66,64	9,43	2
15	10,10	98,98	14,00 1	
16	13,30	130,34	18,44 1	
17	6,00	58,80	8,32	3
18	14,40	141,12	19,96 0	

Tabla A-9. **Fuerzas de adhesión e índice ARI de las muestras del grupo E1.** Futurabond DC (adhesivo) y Transbond (cemento), despegado de brackets “inmediato”.

Nº muestra	F (Kp)	F (N)	P (Mpa)	ARI (cuantitativo ordinal)
1	21,00	205,80	29,11 0	
2	12,80	125,44	17,74 1	
3	10,00	98,00	13,86 0	
4	10,60	103,88	14,69 0	
5	14,50	142,10	20,10 2	
6	6,80	66,64	9,43	1
7	10,90	106,82	15,11 2	
8	6,30	61,74	8,73	1
9	7,50	73,50	10,40 2	
10	7,30	71,54	10,12 2	
11	4,60	45,08	6,38	2
12	5,10	49,98	7,07	0
13	4,00	39,20	5,54	2
14	12,90	126,42	17,88 0	
15	26,10	255,78	36,18 0	
16	10,30	100,94	14,28 0	
17	11,90	116,62	16,50 0	
18	11,00	107,80	15,25 2	

Tabla A-10. **Fuerzas de adhesión e índice A RI de las muestras del grupo E2.** Futurabond DC (adhesivo) y Transbond (cemento), despegado de brackets a los 7 días (168 horas).

Nº muestra	F (Kp)	F (N)	P (Mpa)	ARI (cuantitativo ordinal)
1	13,50	132,30	18,71 0	
2	13,90	136,22	19,27 0	
3	11,90	116,62	16,50 0	
4	8,70	85,26	12,06 0	
5	12,60	123,48	17,47 1	
6	14,70	144,06	20,38 0	
7	13,50	132,30	18,71 0	
8	20,30	198,94	28,14 0	
9	6,10	59,78	8,46	0
10	10,10	98,98	14,00 0	
11			0	
12	12,60	123,48	17,47 0	
13	16,20	158,76	22,46 0	
14	11,10	108,78	15,39 0	
15	5,10	49,98	7,07	0
16	7,00	68,60	9,70	2
17	12,30	120,54	17,05 0	
18	11,60	113,68	16,08 0	

Tabla A-11. **Fuerzas de adhesión e índice A RI de las muestras del grupo F1. Control 2 (Assure –adhesivo- y Transbond –cemento-), despegado de brackets “inmediato”.**

Nº muestra	F (Kp)	F (N)	P (Mpa)	ARI (cuantitativo ordinal)
1	22,20	217,56	30,77 0	
2	10,00	98,00	13,86 2	
3	8,20	80,36	11,37 0	
4	6,40	62,72	8,87	2
5	6,00	58,80	8,32	0
6	40,60	397,88	56,28 1	
7	8,70	85,26	12,06 2	
8	11,20	109,76	15,52 1	
9	6,90	67,62	9,56	1
10	9,70	95,06	13,45 0	
11	18,70	183,26	25,92 0	
12	18,20	178,36	25,23 0	
13	10,70	104,86	14,83 1	
14	6,70	65,66	9,29	0
15	9,40	92,12	13,03 2	
16	11,00	107,80	15,25 2	
17	9,50	93,10	13,17 3	
18	7,90	77,42	10,95 0	

Tabla A-12. **Fuerzas de adhesión e índice A RI de las muestras del grupo F2.** Control 2 (Assure –adhesivo- y Transbond –cemento-), despegado de brackets a los 7 días (168 horas).

Nº muestra	F (Kp)	F (N)	P (Mpa)	ARI (cuantitativo nominal)
1	33,60	329,28	46,57 0	
2	13,70	134,26	18,99 1	
3	8,60	84,28	11,92 2	
4	17,00	166,60	23,56 1	
5	15,00	147,00	20,79 1	
6	14,70	144,06	20,38 1	
7	12,00	117,60	16,63 1	
8	10,80	105,84	14,97 1	
9	18,50	181,30	25,64 1	
10	13,80	135,24	19,13 3	
11	11,00	107,80	15,25 1	
12	12,50	122,50	17,33 1	
13	9,50	93,10	13,17 0	
14	7,50	73,50	10,40 2	
15	23,60	231,28	32,71 1	
16	14,40	141,12	19,96 1	
17	8,40	82,32	11,64 0	
18	11,30	110,74	15,66 1	

Tabla A-13. **Fuerzas de adhesión e índice A RI de las muestras del grupo G1. Control 2 (sistema Transbond XT), despegado de brackets “inmediato”.**

Nº muestra	F (Kp)	F (N)	P (Mpa)	ARI (cuantitativo ordinal)
1	5,60	54,88	7,76	3
2	5,20	50,96	7,21	3
3	5,60	54,88	7,76	1
4	9,90	97,02	13,72 1	
5	5,70	55,86	7,90	2
6	11,30	110,74	15,66 2	
7	7,10	69,58	9,84	1
8	5,80	56,84	8,04	3
9	10,80	105,84	14,97 1	
10	8,70	85,26	12,06 0	
11	7,10	69,58	9,84	1
12	6,80	66,64	9,43	2
13	8,80	86,24	12,20 2	
14	12,80	125,44	17,74 0	
15	7,00	68,60	9,70	1
16	4,50	44,10	6,24	1
17	22,40	219,52	31,05 0	
18	5,60	54,88	7,76	2

Tabla A-14. **Fuerzas de adhesión e índice A RI de las muestras del grupo G2. Control 2 (sistema Transbond XT), despegado de brackets a los 7 días (168 horas).**

Nº muestra	F (Kp)	F (N)	P (Mpa)	ARI (cuantitativo ordinal)
1	8,60	84,28	11,92 2	
2	11,50	112,70	15,94 1	
3	4,10	40,18	5,68	0
4	9,90	97,02	13,72 0	
5	15,90	155,82	22,04 0	
6	19,10	187,18	26,48 0	
7	19,60	192,08	27,17 0	
8	8,70	85,26	12,06 1	
9	9,20	90,16	12,75 2	
10	6,00	58,80	8,32	1
11	8,20	80,36	11,37 2	
12	10,10	98,98	14,00 0	
13	12,40	121,52	17,19 1	
14	7,40	72,52	10,26 1	
15	11,00	107,80	15,25 0	
16	13,10	128,38	18,16 1	
17	13,00	127,40	18,02 0	
18	28,70	281,26	39,78 0	

2. APÉNDICE 2.

Tabla resumen de la revisión bibliográfica sobre fuerzas de adhesión de brackets.

Artículo \ valores	Elemento a medir	Tiempo cementado-descementado (días/horas)	n	Tipo muestra	Medio de conservación	Brackets utilizados	μ Presión (MPa)	D.E. Presión (MPa)	Rango (valor, o dif. Min-max)
2011 Lodaya et al	Sistema Ortho One (Bisco)	1 / 24	20	Premolares	Agua salina NaCl 0,9%	Begg (GAC)	20,9		
	Sistema Tru-bond (C Dent)	1 / 24	20	Premolares	Agua salina NaCl 0,9%	Begg (GAC)	19,9		
	Sistema Rely-a-bond fluorado (Reliance)	1 / 24	20	Premolares	Agua salina NaCl 0,9%	Begg (GAC)	20,4		
2011 Mansour et al	Sistema TSEP / Transbond XT (3M)	1 / 24	41	Incisivos inferiores bovinos	Agua destilada	Victory Series para incisivos centrales superiores derechos	24,64	9,42	
	Sistema Transbond XT (3M)	1 / 24	41	Incisivos inferiores bovinos	Agua destilada	Victory Series para incisivos centrales superiores derechos	34,25	9,21	
2011 Sfondrini et al	Ortho Solo (Ormco) / Transbond XT (3M)	1 / 24	20	Incisivos inferiores bovinos	(No necesario)	Step (Leone) para incisivos centrales superiores	13,72	3,51	7,16-18,7
	Ortho Solo (Ormco) / Transbond XT (3M)	1 / 24	20	Incisivos inferiores bovinos	(No necesario)	Smart Clip (3M) para incisivos centrales superiores	18,01	3,79	10,89-22,99
	Ortho Solo (Ormco) / Transbond XT (3M)	1 / 24	20	Incisivos inferiores bovinos	(No necesario)	Quick (Forestadent) para incisivos centrales superiores	11,8	2,41	8,57-18,4
	Ortho Solo (Ormco) / Transbond XT (3M)	1 / 24	20	Incisivos inferiores bovinos	(No necesario)	Damon 3MX (Ormco) para incisivos centrales	19,75	4,93	7,28-26,48

						superiores			
2010a Abdelnaby y Al-Wakeel	Sistema TSEP / Transbond XT (3M)	28 / 672	10	Primeros premolares superiores	Timol al 0.1%	Standard Twin Edgewise metálicos (American Orthodontics)	10,6	2,4	
	Sistema Transbond XT (3M)	28 / 672	10	Primeros premolares superiores	Timol al 0.1%	Standard Twin Edgewise metálicos (American Orthodontics)	11,5	3,6	
2010b Abdelnaby y Al-Wakeel	Sistema Rely-a-bond (Reliance)	1 / 24	10	Premolares	Timol al 0.1%	Standard Twin Edgewise metálicos (American Orthodontics)	8,8	2,0	
	Sistema Transbond XT (3M)	1 / 24	10	Premolares	Timol al 0.1%	Standard Twin Edgewise metálicos (American Orthodontics)	11,2	3,1	
	Sistema TSEP / Transbond XT (3M)	1 / 24	10	Premolares	Timol al 0.1%	Standard Twin Edgewise metálicos (American Orthodontics)	7,8	2,6	
	Rely X Unicem (3M Espe)	1 / 24	10	Premolares	Timol al 0.1%	Standard Twin Edgewise metálicos (American Orthodontics)	5,8	1,5	
2010 Al-Saleh y El-	Sistema Transbond XT (3M)	7 / 168	10	Premolares	Gamma irradiation /	Victory Series	18,6	4,9	12,3-26,3

Mowafy					agua destilada				
2009 Ahn et al	Transbond XT (3M)	1 / 24	17	Premolares	Cloramina-T al 1%	Victory Series para premolares superiores	7,2	3,8	4,20-18,07
	Fuji Ortho LC (GC)	1 / 24	17	Premolares	Cloramina-T al 1%	Victory Series para premolares superiores	5,8	2,0	2,48-9,35
2008 Ijima et al	Transbond XT (3M)	1 / 24	12	Premolares superiores	Cloramina-T al 0,5%	Mini Diamond (Ormco)	9,2	1,7	7,56-13,86
	Sistema TSEP (3M)	1 / 24	12	Premolares superiores	Cloramina-T al 0,5%	Mini Diamond (Ormco)	9,7	1,5	7,28-12,84
	Sistema Beauty Ortho Bond (adhesivo liberador de flúor) (Shofu)	1 / 24	12	Premolares superiores	Cloramina-T al 0,5%	Mini Diamond (Ormco)	6,5	1,0	5,25-8,66
2008 Lowder et al	Sistema Transbond XT (3M)	31 / 744	40	Premolares	Timol	Brackets .018 de bajo perfil para premolares superiores	13,9	2,8	8,1-18,9
	Ortho Solo / Blugloo (Ormco)	31 / 744	40	Premolares	Timol	Brackets .018 de bajo perfil para premolares superiores	13,7	2,7	7,0-17,2
	Proseal (Reliance) / Transbond XT (3M)	31 / 744	40	Premolares	Timol	Brackets .018 de bajo perfil para premolares superiores	13,1	2,1	9,3-16,6
	Proseal (Reliance) / Blugloo (Ormco)	31 / 744	40	Premolares	Timol	Brackets .018 de bajo perfil para premolares superiores	10,1	2,2	6,0-14,3

	Proseal / Light Bond (Reliance)	31 / 744	40	Premolares	Timol	Brackets .018 de bajo perfil para premolares superiores	15,9	2,9	10,7-20,9
	Proseal (Reliance) / APC Plus (3M)	31 / 744	40	Premolares	Timol	Brackets .018 de bajo perfil para premolares superiores	11,3	2,2	6,5-15,0
2007 Bishara et al (a)	Sistema Transbond XT (3M)	0 / <0,5	20	Molares	Timol al 0.1%	Victory Series para ICS dcho	4,6	3,2	0,4-11,1
	Sistema Grandio (Voco)	0 / <0,5	17	Molares	Timol al 0.1%	Victory Series para ICS dcho	4,1	2,6	0,2-9,3
	Sistema TSEP / Transbond APC (3M)	0 / <0,5	20	Molares	Timol al 0,2%	Victory Series para IL	8,6	2,6	3,4-12
2007 Chalgren et al	Ortho Solo / Blugloo (Ormco)	7 / 168	10	Molares	Timol	Damon 3 ICS (base composite)	16,6	1,2	
	Ortho Solo / Blugloo (Ormco)	7 / 168	10	Molares	Timol	Damon 3 ICS (base composite)	15,9	2,3	
	Sistema TSEP (3M) / Blugloo (Ormco)	7 / 168	10	Molares	Timol	Damon 3 ICS (base composite)	15,2	1,0	
	Ortho Solo / Blugloo (Ormco)	7 / 168	10	Molares	Timol	Damon 3 ICS (base composite) con Ortho Solo en la base	15,8	1,4	
	Ortho Solo / Blugloo (Ormco)	7 / 168	10	Molares	Timol	Damon 3 ICS (base composite) con Ortho Solo en la base	14,5	1,2	
	Sistema TSEP (3M) / Blugloo (Ormco)	7 / 168	10	Molares	Timol	Damon 3 ICS (base composite) con	15,8	1,8	

						Ortho Solo en la base			
2007 Dunn	Sistema Transbond XT (3M)	1 / 24	30	Molares	Cloramina-T al 0,5%	MBT Victory Series para premolares	10,8	0,8	9,2-12,0
2007 Faltermeier et al	Sistema Transbond XT (3M)	1 / 24	10	Molares	Cloramina-T al 0,5%	Ormesh (Ormco)	8,7	1,4	
	Transbond MIP (3M)	1 / 24	10	Molares	Cloramina-T al 0,5%	Ormesh (Ormco)	9,3	1,2	
2007 Hajrassie y Khier	Sistema Transbond XT (3M)	0 / <0,2	15	Premolares	Agua destilada	Opti-mesh XRT (Ormco)	12,7	2,9	
	Sistema Transbond XT (3M)	1 / 24	15	Premolares	Agua destilada	Opti-mesh XRT (Ormco)	14,2	2,4	
	Sistema Transbond XT (3M)	7 / 168	15	Premolares	Agua destilada	Opti-mesh XRT (Ormco)	14,3	4,2	
	Sistema Transbond XT (3M)	28 / 672	15	Premolares	Agua destilada	Opti-mesh XRT (Ormco)	14,7	3,5	
	Sistema Transbond XT (3M)	0 / <0,2	15	Premolares	Saliva (in vivo)	Opti-mesh XRT (Ormco)	5,2	1,1	
	Sistema Transbond XT (3M)	1 / 24	15	Premolares	Saliva (in vivo)	Opti-mesh XRT (Ormco)	6,0	1,1	
	Sistema Transbond XT (3M)	7 / 168	15	Premolares	Saliva (in vivo)	Opti-mesh XRT (Ormco)	5,5	1,2	
	Sistema Transbond XT (3M)	28 / 672	15	Premolares	Saliva (in vivo)	Opti-mesh XRT (Ormco)	5,9	1,4	
2007 Kitayama et al	Sistema Beauty Ortho Bond (adhesivo liberador de flúor) (Shofu)	1 / 24	10	Incisivos bovinos	Agua destilada	One Piece (Kanno)	20,3	4,7	
	Sistema Beauty Ortho Bond (adhesivo liberador de flúor) (Shofu)	2,7 / 66	10	Incisivos bovinos	Agua destilada	One Piece (Kanno)	18,8	4,1	

	Sistema Transbond XT (3M)	1 / 24	10	Incisivos bovinos	Agua destilada	One Piece (Kanno)	17,6	4,0	
	Sistema Transbond XT (3M)	2,7 / 66	10	Incisivos bovinos	Agua destilada	One Piece (Kanno)	16,4	3,3	
	Kurasper F (Kuraray)	1 / 24	10	Incisivos bovinos	Agua destilada	One Piece (Kanno)	23,9	3,8	
	Kurasper F (Kuraray)	2,7 / 66	10	Incisivos bovinos	Agua destilada	One Piece (Kanno)	17,5	4,9	
	Orthomite Superbond (Sun Medical)	1 / 24	10	Incisivos bovinos	Agua destilada	One Piece (Kanno)	24,9	3,2	
	Orthomite Superbond (Sun Medical)	2,7 / 66	10	Incisivos bovinos	Agua destilada	One Piece (Kanno)	17,7	2,8	
2007 Northrup et al	Sistema Transbond XT (3M)	1,7 / 40	20	Premolares	Agua destilada	Orthos (Ormco)	15,2	4,5	14,9 (6,5- 21,4)
	Sistema Transbond XT (3M)	1,7 / 40	20	Premolares	Agua destilada	Damon 2 (Ormco)	23,2	5,3	21,4 (11,6- 33,0)
	Ortho Solo / Blugloo	1,7 / 40	20	Premolares	Agua destilada	Damon 2 (Ormco)	24,8	4,2	15,2 (17,6- 32,8)
2007b Scougall Vilchis et al	Sistema Transbond XT (3M)	15 / 360	35	Premolares	Timol 0,1%	Dyna-Lock, Standard Edge 018 para premolares	18,1	5,5	24,6

						(3M)			
	Sistema TSEP / Transbond XT	15 / 360	35	Premolares	Timol 0,1%	Dyna-Lock, Standard Edge 018 para premolares (3M)	12,7	3,3	13,5
	Sistema Beauty Ortho Bond (adhesivo liberador de flúor) (Shofu)	15 / 360	35	Premolares	Timol 0,1%	Dyna-Lock, Standard Edge 018 para premolares (3M)	8,0	4,2	19,1
	Beauty Ortho Bond (adhesivo liberador de flúor) (Shofu) / Salivatect	15 / 360	35	Premolares	Timol 0,1%	Dyna-Lock, Standard Edge 018 para premolares (3M)	10,0	4,5	16,6
2007 Shegal et al	Unite bonding adhesive (3M)	1 / 24	10	Premolares	Agua destilada	Begg 256-650 (TP Orthodontics)	26,9		
	Unite bonding adhesive (3M)	25 / 600	10	Premolares	Agua destilada	Begg 256-650 (TP Orthodontics)	23,0		
2007 Turk et al	Sistema Transbond XT (3M)	1 / 24	10	Premolares superiores	Agua destilada	Gemini para premolares (3M)	16,8	3,0	9,8 (11,3-21,1)
	Sistema Transbond XT (3M)	0 / 1	10	Premolares superiores	Agua destilada	Gemini para premolares (3M)	12,3	2,3	7,5 (8,1-15,6)
	Sistema Transbond XT (3M)	0 / 0,5	10	Premolares superiores	Agua destilada	Gemini para premolares (3M)	11,2	2,2	6,3 (9,7-16,0)
	Sistema Transbond XT (3M)	0 / <0,3	10	Premolares superiores	Agua destilada	Gemini para premolares (3M)	10,8	2,3	8,3 (7,3-15,6)
	Sistema Transbond XT (3M)	0 / <0,1	10	Premolares superiores	Agua destilada	Gemini para premolares (3M)	9,5	1,5	4,6 (7,0-11,6)
	Sistema TSEP / Transbond XT	1 / 24	10	Premolares superiores	Agua destilada	Gemini para premolares (3M)	19,1	3,4	10,0 (14,7-

									24,7)
	Sistema TSEP / Transbond XT	0 / 1	10	Premolares superiores	Agua destilada	Gemini para premolares (3M)	13,1	2,1	7,7 (8,5-16,2)
	Sistema TSEP / Transbond XT	0 / 0,5	10	Premolares superiores	Agua destilada	Gemini para premolares (3M)	10,2	2,0	6,1 (7,1-13,2)
	Sistema TSEP / Transbond XT	0 / <0,3	10	Premolares superiores	Agua destilada	Gemini para premolares (3M)	10,6	1,3	3,9 (8,3-12,2)
	Sistema TSEP / Transbond XT	0 / <0,1	10	Premolares superiores	Agua destilada	Gemini para premolares (3M)	9,0	2,1	6,5 (7,0-13,5)
2005 Vicente et al	Sistema Transbond XT (3M)	1 / 24	25	Premolares superiores	Agua destilada	Victory Series para PS	12,3	5,0	21,3
2005 Vicente-Hernández y Bravo-González	Sistema TSEP / Transbond XT (despegado tras 24 horas)	1 / 24	25	Premolares	Timol al 0.1%	Victory Series para PS	12,2	4,3	17
	Sistema TSEP / Transbond APC (despegado tras 24 horas)	1 / 24	15	Premolares	Timol al 0.1%	Victory Series para PS	14,3	3,4	10,6
2005 Bishara et al	Sistema Transbond APC (despegado inmediato)	0 / <1	20	Molares	Timol al 0.1%	Victory Series para ICS izdo	4,9	2,1	1,4-9,1
	ProSeal fotopolimerizado y colocación de bracket con Transbond APC (despegado inmediato)	0 / <1	20	Molares	Timol al 0.1%	Victory Series para ICS izdo	4,8	2,3	1,2-10,0
	ProSeal, colocación de bracket con Transbond APC, y fotopolimerización final simultánea (despegado inmediato)	0 / <1	20	Molares	Timol al 0.1%	Victory Series para ICS izdo	4,0	1,5	1,3-6,3
2003 Clark et al	Right On	1 / 24	20	Premolares	Cloramina-T al 0,5%	Bracket Ovation premolares sup. e	10,7	2,7	7,15-16,9

						inf. (14,93 y 15,26 mm ²)			
	MCP Bond	1 / 24	20	Premolares	Cloramina-T al 0,5%	Bracket Ovation premolares sup. e inf. (14,93 y 15,26 mm ²)	15,9	3,4	9,95-20,7
1997 Sinha et al	Light Bond -con flúor- (Reliance)	3 / 72	15	Incisivos bovinos	Normosol-R (pH 7.4)	Bracket Mini Taurus (Rocky Mountain) 12,168 mm ²	27,4		
	Sequence (Ormco)	3 / 72	15	Incisivos bovinos	Normosol-R (pH 7.4)	Bracket Mini Taurus (Rocky Mountain) 12,168 mm ³	21,9		
	Light Bond -regular- (Reliance)	3 / 72	15	Incisivos bovinos	Normosol-R (pH 7.4)	Bracket Mini Taurus (Rocky Mountain) 12,168 mm ⁴	24,1		
	Transbond XT (3M)	3 / 72	15	Incisivos bovinos	Normosol-R (pH 7.4)	Bracket Mini Taurus (Rocky Mountain) 12,168 mm ⁵	18,9		
	Spectrum (American Orthodontics)	3 / 72	15	Incisivos bovinos	Normosol-R (pH 7.4)	Bracket Mini Taurus (Rocky Mountain) 12,168 mm ⁶	24,3		
	Ultra Light (TP Orthodontics)	3 / 72	15	Incisivos bovinos	Normosol-R (pH 7.4)	Bracket Mini Taurus (Rocky Mountain) 12,168 mm ⁷	20,8		
	Monolok 2 (Rocky Mountain Orthodontics)	3 / 72	15	Incisivos bovinos	Normosol-R (pH 7.4)	Bracket Mini Taurus (Rocky Mountain) 12,168 mm ⁸	10,7		
	Rely-a-bond -con flúor- (Reliance)	3 / 72	15	Incisivos bovinos	Normosol-R (pH 7.4)	Bracket Mini Taurus (Rocky Mountain) 12,168 mm ⁹	19,0		

	Rely-a-bond -regular- (Reliance)	3 / 72	15	Incisivos bovinos	Normosol-R (pH 7.4)	Bracket Mini Taurus (Rocky Mountain) 12,168 mm10	17,2		
	Right On (TP Orthodontics)	3 / 72	15	Incisivos bovinos	Normosol-R (pH 7.4)	Bracket Mini Taurus (Rocky Mountain) 12,168 mm11	23,9		
	System 1+ (Ormco)	3 / 72	15	Incisivos bovinos	Normosol-R (pH 7.4)	Bracket Mini Taurus (Rocky Mountain) 12,168 mm12	23,7		
	Unite (Unitek)	3 / 72	15	Incisivos bovinos	Normosol-R (pH 7.4)	Bracket Mini Taurus (Rocky Mountain) 12,168 mm13	23,4		
	Monolok (Rocky Mountain Orthodontics)	3 / 72	15	Incisivos bovinos	Normosol-R (pH 7.4)	Bracket Mini Taurus (Rocky Mountain) 12,168 mm14	23,8		
	No Mix 30 (American Orthodontics)	3 / 72	15	Incisivos bovinos	Normosol-R (pH 7.4)	Bracket Mini Taurus (Rocky Mountain) 12,168 mm15	22,9		
1976 Reynolds y von Fraunhofer	Delphic	7 / 168	11	Premolares	Agua	Botón base 10,4 mm2, mesh n° 50, B.S. 410	11,2	3,7	5,2-18,4
	Delphic	30 / 720	22	Premolares	Agua	Botón base 10,4 mm2, mesh n° 50, B.S. 410	8,9	3,5	4,5-14,9
	Delphic	180 / 4320	13	Premolares	Agua	Botón base 10,4 mm2, mesh n° 50, B.S. 410	10,6	3,9	4,5-16,8
	Genie	0 / 3	11	Premolares	Agua	Botón base 10,4 mm2, mesh n° 50, B.S. 410	8,8	2,3	5,3-12,6

Genie	7 / 168	12	Premolares	Agua	Botón base 10,4 mm2, mesh nº 50, B.S. 410	7,8	1,5	5,6-11,1
Genie	30 / 720	22	Premolares	Agua	Botón base 10,4 mm2, mesh nº 50, B.S. 410	7,1	3,3	2,8-13,2
Genie	180 / 4320	11	Premolares	Agua	Botón base 10,4 mm2, mesh nº 50, B.S. 410	8,1	3,0	3,7-12,5
Unitek bonding kit	0 / 3	12	Premolares	Agua	Botón base 10,4 mm2, mesh nº 50, B.S. 410	9,9	2,0	7,2-12,8
Unitek bonding kit	7 / 168	9	Premolares	Agua	Botón base 10,4 mm2, mesh nº 50, B.S. 410	8,7	2,3	5,5-12,3
Unitek bonding kit	30 / 720	25	Premolares	Agua	Botón base 10,4 mm2, mesh nº 50, B.S. 410	7,3	2,7	3,5-15,3
Unitek bonding kit	180 / 4320	13	Premolares	Agua	Botón base 10,4 mm2, mesh nº 50, B.S. 410	6,4	2,8	2,0-11,2
Nuva Seal + Acrlylic (Unitek)	0 / 3	18	Premolares	Agua	Botón base 10,4 mm2, mesh nº 50, B.S. 410	6,8	3,3	2,6-12,2
Nuva Seal + Acrlylic (Unitek)	7 / 168	14	Premolares	Agua	Botón base 10,4 mm2, mesh nº 50, B.S. 410	7,4	2,5	3,2-12,2
Nuva Seal + Acrlylic (Unitek)	30 / 720	15	Premolares	Agua	Botón base 10,4 mm2, mesh nº 50, B.S. 410	6,2	2,7	2,8-11,8

	Protecto	0 / 3	39	Premolares	Agua	Botón base 10,4 mm2, mesh nº 50, B.S. 410	9,4	2,6	4,1-15,8
	Protecto	7 / 168	10	Premolares	Agua	Botón base 10,4 mm2, mesh nº 50, B.S. 410	8,6	1,5	7,0-10,9
	Protecto	30 / 720	20	Premolares	Agua	Botón base 10,4 mm2, mesh nº 50, B.S. 410	8,1	3,4	3,8-14,4
	Once	7 / 168	14	Premolares	Agua	Botón base 10,4 mm2, mesh nº 50, B.S. 410	8,8	2,7	5,0-12,9
	Poli F	7 / 168	12	Premolares	Agua	Botón base 10,4 mm2, mesh nº 50, B.S. 410	2,8	1,1	1,6-5,2

ANEXO RESUMEN EN ESPAÑOL

1. TÍTULO.

Estudio comparativo “in vitro” de la eficacia en la adhesión de brackets a esmalte con adhesivos liberadores y no liberadores de flúor.

2. INTRODUCCIÓN.

En el tratamiento de ortodoncia, como en tantos otros tratamientos, es preciso tomar algunas medidas para que no haya efectos colaterales tales como las descalcificaciones del esmalte, que puedan alejarnos de los objetivos de tratamiento.

Parece conveniente que el profesional asegure en todo lo posible la prevención durante el tratamiento de sus pacientes. Para ello son de gran ayuda medidas concretas como la que se relaciona con el presente estudio.

3. OBJETIVO.

Comparar la eficacia en la adhesión de brackets a esmalte entre adhesivos liberadores y adhesivos no liberadores de flúor.

4. MATERIAL Y MÉTODO.

Una muestra de 252 incisivos humanos fue dividida en 14 grupos de experimentación (n=18, cada grupo).

Mediante una máquina universal de ensayos mecánicos se midió la fuerza de adhesión, haciendo pruebas de resistencia a las fuerzas de cizalla de brackets metálicos cementados sobre esmalte y utilizando como variable la aplicación de siete adhesivos diferentes: Dos adhesivos fotopolimerizables convencionales, de grabado total en dos pasos (Transbond XT y Assure), utilizados como controles, frente a cinco adhesivos liberadores de flúor a estudio: Un adhesivo fotopolimerizable hidrófilo de grabado total en dos pasos (Ortho Solo), dos adhesivos fotopolimerizables hidrófobos de grabado total en dos pasos (Proseal y Fluorsure), y dos adhesivos fotopolimerizables de autograbado (Transbond Plus Self Etching y Futurabond DC).

Se objetivó la fuerza de adhesión en dos momentos (T1, T2): Inicialmente, no más de una hora después de la adhesión, y después de una semana (168 horas).

Se compararon las fuerzas de adhesión obtenidas con los diferentes materiales y en los diferentes momentos de experimentación, utilizando dos tipos de métodos estadísticos: Por un lado, métodos estadísticos convencionales, y por otro, un método específico de la ingeniería de materiales, el módulo de Weibull.

Se evaluó el tipo de rotura de la unión bracket-esmalte que tiene lugar en cada caso, tras la realización de los ensayos de tracción, utilizando el índice de adhesivo remanente (ARI)

Se valoró el comportamiento mecánico de los adhesivos de autograbado frente a los adhesivos de grabado convencional.

5. RESULTADOS.

Todos los grupos de experimentación presentaron valores medios de fuerza de adhesión por encima de la cifra que se ha considerado suficiente para la adhesión de brackets (4,9 MPa).

Se observó un aumento significativo de la fuerza de adhesión pasados siete días tras la polimerización. No obstante, esta observación no fue uniforme para todos los materiales, incluso hubo un material que mostraba una tendencia opuesta (Proseal).

Al comparar las fuerzas de adhesión de todos los grupos de experimentación, por separado, se encontraron diferencias significativas entre los grupos descementados a los siete días (T2) de Transbond Plus Self Etching y Assure, ambos con niveles de fuerzas altos, frente a Fluorsure, Transbond Plus Self Etching y Transbond Plus en T1 (descementado “inmediato” tras la adhesión) y Proseal en T2, con valores más bajos.

Haciendo comparaciones entre los grupos de experimentación descementados inmediatamente tras la adhesión (T1), no se encontraron diferencias significativas. Sin embargo, en el descementado 7 días tras la adhesión (T2) sí hay diferencias entre Transbond Plus Self Etching y Assure, por un lado, con una mayor resistencia al descementado, frente a Proseal.

El análisis de Weibull ha resultado un método esclarecedor para el estudio de la resistencia al descementado de adhesivos dentales. Desde el prisma de este análisis, no se han podido establecer diferencias entre los adhesivos por el hecho de liberar o no liberar flúor, pero sí se ha determinado que adhesivos como Futurabond DC, Transbond Plus Self Etching o Assure muestran comportamientos superiores, frente a un comportamiento algo inferior en el caso de Ortho Solo o Fluorsure.

En cuanto al ARI, la mayoría de las muestras están entre índices 0 y 1 (fracaso de la adhesión en la unión al esmalte) especialmente en los grupos de adhesivo liberador de flúor. Aunque no se encuentran diferencias significativas en el ARI comparando, en conjunto, todos los adhesivos liberadores de flúor frente a los adhesivos convencionales.

Existe una evolución estadísticamente significativa en los valores del ARI en relación al tiempo transcurrido tras la polimerización, de modo que las muestras descementadas siete días después de la polimerización inicial tienen valores del ARI menores que las muestras descementadas “inmediatamente” después de la polimerización. También para el ARI hay un material que presentó una tendencia opuesta (Assure).

La fuerza de adhesión conseguida con los adhesivos de autograbado es similar a la obtenida con adhesivos de grabado convencional.

En un análisis general, se obtienen valores de ARI similares para los adhesivos de autograbado que para los adhesivos de grabado convencional. Tan solo se detectan diferencias estadísticamente significativas al comparar medias del ARI en T2 (siete días -168 horas- tras la polimerización): En este caso los valores son menores para los adhesivos de autograbado.

6. CONCLUSIÓN.

La adhesión de brackets a esmalte utilizando adhesivos liberadores de flúor es tan eficaz como la conseguida con otros sistemas fotopolimerizables habituales.

7. PALABRAS CLAVE.

Cementos de resina. Flúor. Brackets de ortodoncia.

ANEXO ABSTRACT IN ENGLISH

1. TITLE.

Comparative “in vitro” study of the efficacy of bracket adhesion to enamel with fluoride releasing and non-fluoride releasing adhesives.

2. INTRODUCTION.

In orthodontic therapy, as well as in many other therapies, some measures have to be taken in order to avoid side effects such as enamel decalcifications. This kind of side effects can distance us from our treatment objectives.

It is advisable that health care professionals take all possible measures to ensure prevention throughout their patients’ treatment. In order to do this, the implementation of specific measures, such as those presented in this study, is of utmost importance.

3. OBJECTIVE.

To compare the efficacy of bracket adhesion to enamel with fluoride releasing versus non-fluoride releasing adhesives.

4. MATERIALS AND METHODS.

Two hundred and fifty two human extracted teeth were divided into fourteen groups (n=18, each sample).

Shear bond strength of metallic brackets bonded to enamel was measured using a universal test machine. The variable was the use of seven different adhesives: Two conventional light cured adhesives, with total etch in two steps (Transbond XT and Assure) used as control tests, versus five fluoride-releasing adhesives to test: A light cured hydrophile adhesive with total etch in two steps (Ortho Solo), two light cured hydrophobe adhesives with total etch in two steps (Proseal and Fluorsure), and two self-etching light cured adhesives (Transbond Plus Self Etching y Futurabond DC).

Bond strength was objectified in two times (T1, T2): Initially, no more than an hour after bonding procedure, and a week (168 hours) after bonding procedures.

Two statistical methods were used to compare shear bond strengths among different groups and in the different testing times: On one side, conventional statistical methods, and on the other side, an specific method from materials engineering, called the Weibull module.

The way bracket-enamel interphase was broken was evaluated for every sample, after every shear bond test, using the adhesive remnant index (ARI).

The mechanical behavior of self-etching adhesives was assessed in comparison with the one from conventional etch adhesives.

5. RESULTS.

All groups showed mean bond strength values over the minimum known for brackets adhesion (4.9 MPa).

A significant increase in bond strength was observed after seven days of curing. Although, this observation was not uniform for all the materials, even there was a material showing the opposite trend (Proseal).

Significant differences among Transbond Plus Self Etching and Assure at T2, both with high strength levels, and Fluorsure, Transbond Plus Self Etching and Transbond Plus at T1, with lower strength levels, were found when the bond strength means of all groups were compared separately.

No significant differences were found among the groups debonded immediately after bonding (T1). However, comparing groups debonded seven days after bonding, it was found a significant difference among Transbond Plus Self Etching and Assure, with a higher resistance to debonding, versus Proseal.

Weibull analysis resulted in a clarifying method in order to study debonding strength of dental adhesives. Using this analysis, it was not establish any difference among the studied adhesives because of fluoride releasing, but it was determined that adhesives such as Futurabond DC, Transbond Plus Self Etching or Assure showed the best mechanical behaviors, versus others like Ortho Solo and Fluorsure that showed inferior results.

Regarding ARI, most of the samples are in between 0 and 1 indexes (adhesion failure to enamel), especially in fluoride-releasing groups. There are not significant differences among ARI values comparing all fluoride-releasing with all conventional adhesives, though.

A statistically significant evolution exists in ARI values related with time past after curing. This explains how samples debonded seven days after initial curing have lower ARI indexes than samples debonded immediately after curing. There is a material with an opposite trend for ARI too (Assure).

Bond strength for self-etching adhesives and conventional etch are similar.

Similar ARI values are attained for all self-etching adhesives versus all conventional etch adhesives. Statistically significant differences are only detected when ARI means are compared in T2: At this time, ARI values for self-etching adhesives are lower.

6. CONCLUSION.

The adhesion of brackets to enamel using fluoride-releasing bonding agents is as effective as adhesion achieved with other common light-curing systems.

7. KEY WORDS.

Resin cements. Fluoride. Orthodontic brackets.